



**Universidade de
Aveiro**

Ano 2017

Departamento de Engenharia Mecânica

**Carlos Daniel
Gonçalves da Rocha**

**Estudo da lesão osteocondral na articulação do
tornozelo**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob a orientação científica do Professor Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos, Professor Auxiliar, e do Professor Doutor Carlos Alberto Moura Relvas, Professor Auxiliar, do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro.

Dedico este trabalho aos meus pais.

o júri

presidente

Professor Doutor António Manuel Godinho Completo

Professor Auxiliar c/ agregação, Universidade de Aveiro

vogais

Professor Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos

Professor Auxiliar, Universidade de Aveiro (orientador)

Professor Doutor José António de Oliveira Simões

Equiparado a Professor Coordenador c/ agregação, Escola Superior de Artes e Design de Matosinhos

agradecimentos

Especial agradecimento ao professor António Ramos pela sua disponibilidade, paciência e incansável ajuda, sem ele não teria sido possível a realização deste trabalho. Agradeço também à minha família e à Vanessa, por acreditarem em mim, e me apoiarem constantemente.

Apoio financeiro dos projetos UID/EMS/00481/2013-FCT e CENTRO-01-0145-FEDER-022083

Palavras-chave

Tornozelo, lesão osteocondral, cartilagem articular, modelo numérico, modelo experimental

Resumo

A articulação do tornozelo é constituída pelas extremidades da tíbia, da fíbula, e pela superfície superior do tálus. Uma lesão osteocondral do tálus caracteriza-se por uma lesão no osso e na cartilagem que o reveste, pondo em causa a integridade da mesma. Devido à baixa taxa de incidência desta patologia existem poucos trabalhos dedicados ao estudo da mesma.

O objetivo deste trabalho é alargar o conhecimento acerca desta lesão. Para a obtenção dos modelos foram utilizadas imagens provenientes de uma TAC do tornozelo de um paciente, as quais foram reconstruídas e convertidas para CAD, e posteriormente adaptadas aos modelos experimentais e numéricos.

Inicialmente foi obtido um modelo físico através de prototipagem rápida que foi sujeito a ensaios de compressão para a obtenção de deformações principais. Seguidamente foram efetuados estudos utilizando os modelos numéricos da articulação e recorrendo ao método dos elementos finitos. As diferentes características do modelo, tais como: a dimensão do dano, a posição da articulação, a geometria da lesão, a regularidade da sua fronteira e espessura da cartilagem; foram alterados com vista a analisar a sua influência nas tensões registadas na cartilagem do tálus. Os valores de tensão obtidos para as diferentes lesões foram comparados com os valores obtidos para a cartilagem saudável, permitindo tirar conclusões acerca da sua influência. Todos estes fatores foram também isolados e comparados entre si, permitindo perceber quais as combinações mais críticas para a integridade da cartilagem.

Os resultados obtidos indicam que o fator que mais contribui para o aumento da tensão na cartilagem do tálus é a dimensão do dano, registando-se aumentos de 200% da cartilagem saudável para uma lesão de 10mm, verifica-se também que a existência de pequenos danos é responsável por um aumento de tensões equiparável a uma lesão maior (10mm) e também por uma concentração de tensões em torno do mesmo. Verifica-se que a posição de flexão plantar do tornozelo em 15° é, entre as estudadas, a mais crítica. Um fator que causa influência nas tensões registadas é a irregularidade da periferia do dano, que poderá causar um maior número de picos de tensão, assim como aumentos de 75% nas tensões em algumas zonas.

Foi obtida correlação entre o modelo numérico e o modelo experimental.

Keywords

Ankle, osteochondral lesion, articular cartilage, numerical model, experimental model

Abstract

The ankle joint consists of the extremities of the tibia, fibula and the superior surface of the talus. When there is an osteochondral lesion of the talus, it means that there is damage in the bone and in the cartilage that covers it, compromising the integrity of the joint. Due to the low incidence of this pathology there are very few studies about this topic.

The objective of this thesis is to widen the knowledge about this subject. To obtain the models, it was used CT scan images of an injured ankle joint of a patient, these images were reconstructed and converted to CAD, and then adapted to the experimental and numerical models.

Initially it was obtained a physical model using rapid tooling methods, this model was subjected to compression tests to determine the principal strains. Then studies were developed by means of numerical models of the ankle joint using the finite elements method. The different characteristics of the model, such as: the dimension of the lesion, the position of the ankle joint, the geometry of the lesion, the regularity of the periphery of the damage and the thickness of the cartilage, were changed with the objective of analyzing their influence in the stress obtained in the talar cartilage. The results were compared between themselves and the healthy cartilage, with the objective of determining the most critical combinations of factors for the integrity of the cartilage.

The results obtained indicate that the most critical factor is the size of the lesion, since a lesion of 10mm increases the stress on the cartilage by about 280%, creating the concentration of stress around the damage, it's also possible to conclude that even the existence of a small damage is responsible to increase the stress near the damage, in the same amount of a 10mm damage. The most critical position of the ankle joint that was studied is the plantar flexion of 15°. The irregularity of the periphery of the damage is responsible for the increase in 75% in some spots, as well as the number of stress peaks.

The correlation between numerical and experimental data was obtained.

Índice

Introdução	1
1 Anatomia do tornozelo	3
1.1 Complexo articular do tornozelo.....	3
1.2 A lesão osteocondral do tálus.....	8
2 Biomecânica do tornozelo	11
2.1 Movimentos do tornozelo.....	11
2.2 Amplitude de movimentos do tornozelo	12
2.3 Ciclo de marcha.....	13
2.4 Forças envolvidas no tornozelo.....	14
2.5 Atividade muscular no tornozelo	14
3 Lesão osteocondral do tornozelo	15
3.1 Definição e História	15
3.2 Etiologia	15
3.3 Taxa de incidência.....	16
3.4 Diagnóstico.....	16
3.5 Classificação.....	17
3.6 Tratamentos	18
3.7 Tratamento conservador.....	19
3.8 Tratamento cirúrgico	19
3.9 Desvantagens do tratamento cirúrgico	22
3.10 Futuro no tratamento da lesão osteocondral do tálus	22
4 Reconstrução 3D.....	25
4.1 Metodologia de reconstrução	25
4.2 Reconstrução das estruturas ósseas	26
4.3 Modelo ósseo completo.....	29

4.4	Modelação de cartilagens.....	30
4.4.1	Desenvolvimento de cartilagens utilizando o ScanIP	30
4.4.2	Desenvolvimento de cartilagens utilizando o SolidWorks.....	31
5	Estudos experimentais	35
5.1	Processo de obtenção de modelos físicos	35
5.2	Conceção de modelo experimental	35
5.3	Processo de fabrico dos componentes experimentais	39
5.4	Posicionamento da articulação em setup experimental.....	42
5.5	Modelo experimental final	43
5.6	Procedimento experimental.....	46
5.7	Resultados e discussão	48
6	Simulação numérica da articulação	49
6.1	Modelo CAD.....	49
6.2	Propriedades mecânicas dos materiais	50
6.3	Forças aplicadas	51
6.4	Condições de fronteira	51
6.5	Geração de malha.....	53
6.6	Procedimentos e etapas de simulação	54
6.7	Validação do modelo numérico	56
6.8	Resultados e discussão	59
6.8.1	Influência do módulo de Young no comportamento mecânico da cartilagem.....	59
6.8.2	Efeito do método de reconstrução das cartilagens	60
6.8.3	Estudo comparativo com articulação em posição neutra	61
6.8.4	Estudo comparativo com articulação em posição de flexão plantar (15°).....	66
6.8.5	Estudo comparativo com articulação em posição de dorsiflexão (10°).....	70
6.8.6	Efeito da espessura da cartilagem nas tensões registadas na cartilagem do tálus	74
6.8.7	Influência de uma microlesão nas tensões registadas na cartilagem do tálus	77
6.8.8	Efeito da geometria do dano nas tensões registadas na cartilagem do tálus	78

6.8.9	Efeito da regularidade da periferia do dano nas tensões registadas na cartilagem do tálus	80
6.8.10	Influência da dimensão do dano na superfície óssea dos tálus	82
6.9	Conclusões	83
7	Conclusão e futuros desenvolvimentos	85
	Referências bibliográficas.....	87

Lista de Figuras

Figura 1 - Diagrama ilustrativo das diferentes etapas desta dissertação	2
Figura 2 - Complexo Articular do Tornozelo [6].....	4
Figura 3 - Tíbia [7] Da esquerda para a direita: Vista coronal anterior, Vista lateral, Vista coronal posterior	4
Figura 4 - Fíbula [7] Da esquerda para a direita: Vista medial, vista lateral	5
Figura 5 - Tálus [8] Vista medial	5
Figura 6 - Exemplo de cartilagem hialina no tornozelo [11]	6
Figura 7 - Principais ligamentos do tornozelo (vista lateral) [12]	7
Figura 8 - Principais ligamentos do tornozelo (vista posterior) [12]	7
Figura 9 - Músculos da parte inferior da perna[13]	8
Figura 10 - Movimentos do tornozelo [20].....	11
Figura 11 - Eixo de rotação do tornozelo no plano transverso (esquerda) e no plano frontal (direita) [22]	12
Figura 12 - Ciclo de marcha [29].....	13
Figura 13 - Forças aplicadas no tornozelo ao longo dos três eixos.....	14
Figura 14 - Ilustração da classificação de Berndt e Harty na representação de um tálus simplificado [55]	18
Figura 15 - Retrograde Drilling [35].....	20
Figura 16 - Microperfuração no tálus [35].....	21
Figura 17 - Exemplo de implementação de autoenxertos osteocondrais [73]	21
Figura 18 - TAC tridimensional do tornozelo/pé.....	25
Figura 19 - Vista sagital do tornozelo.....	26
Figura 20 - Vista axial do tornozelo	26
Figura 21 - Vista axial da LOT	26
Figura 22 - Vista sagital da LOT	26
Figura 23 - Vista coronal da LOT	26
Figura 24 - Comparação entre máscara antes (esquerda) e após (direita) tratamento manual	27
Figura 25 - Antes (esquerda) e depois (direita) da aplicação do filtro gaussiano recursivo	28

Figura 26 - Diferenças entre as mascaras de osso total (esquerda) e osso esponjoso em vista axial (direita)	29
Figura 27 - Exemplo do modelo final da fíbula.....	29
Figura 28 - Conjunto dos componentes ósseos da articulação tibiotársica	30
Figura 29 - Criação de cartilagens em ScanIP.....	31
Figura 30 - Modelo final com cartilagens criadas em ScanIP	31
Figura 31 - Vista coronal de uma Ressonância Magnética ao Tornozelo	32
Figura 32 - Análise da distância entre as superfícies ósseas a partir de TAC coronal	33
Figura 33 – Tíbia (vermelho) e respetiva cartilagem (amarelo)	33
Figura 34 - Reconstrução 3D da articulação do tornozelo	34
Figura 35 - Corte frontal para comparação entre o CAD e a RM.....	34
Figura 36 - Componentes e alterações realizadas em CAD para implementação de setup experimental	36
Figura 37 - Modelo CAD de tíbia a utilizar no setup experimental	37
Figura 38 - Modelo CAD de fíbula a utilizar no setup experimental	37
Figura 39 - Modelo CAD de tálus e respetivo apoio a utilizar no setup experimental Esquerda: Vista geral; Direita: Detalhes de fixação.	37
Figura 40 - Modelo CAD da cartilagem da tíbia a utilizar no setup experimental.....	38
Figura 41 - Modelo CAD do ligamento tíbia-fíbula a utilizar no setup experimental	38
Figura 42 - Modelo CAD do seletor de posição a utilizar no setup experimental.....	38
Figura 43 - Modelo CAD do posicionador da tíbia a utilizar no setup experimental.....	39
Figura 44 - Modelo CAD do articulador seletor-posicionador a utilizar no setup experimental	39
Figura 45 - Modelo CAD da rampa 15° a utilizar no setup experimental	39
Figura 46 - Modelo CAD da rampa 10° a utilizar no setup experimental	39
Figura 47 - Impressão 3D da Rampa 15°	40
Figura 48 - Máquina de impressão PolyJet [84]	41
Figura 49 - Setup para ensaio dos provetes	41
Figura 50 - Curva Tensão-Deformação da borracha com espessura de 2mm	42
Figura 51 - Assembly de modelo experimental final montado.....	43
Figura 52 - Detalhe da cartilagem da tíbia e da fíbula.....	44

Figura 53 - Detalhe do ligamento entre a tíbia e a fíbula.....	45
Figura 54 - Posicionamento das rosetas na cartilagem do tálus.....	46
Figura 55 - Ensaio experimental com a articulação em posição de flexão plantar.....	47
Figura 56 - Software de interpretação e registo dos extensómetros	47
Figura 57 - Componentes do modelo a simular	49
Figura 58 - Forças e fixações aplicadas no modelo CAD.....	52
Figura 59 - Contactos sem penetração	53
Figura 60 - Geometria e aspeto geral da malha gerada.....	54
Figura 61 - Localização do dano osteocondral no tálus [49]	55
Figura 62 - Dano osteocondral médio(15,0x7,5mm).....	55
Figura 63 - Posicionamento das rosetas na cartilagem do tálus.....	57
Figura 64 - Correlação de valores numéricos e experimentais	58
Figura 65 - Distribuição de tensões ao longo da espessura da cartilagem.....	62
Figura 66 - Evolução das tensões ao longo do plano lateral->medial	64
Figura 67 - Evolução das tensões ao longo do plano posterior->anterior (sobre o dano).....	65
Figura 68 - Evolução de tensões ao longo do plano posterior->anterior (lateral ao dano).....	66
Figura 69 - Evolução de tensões no plano lateral->medial.....	68
Figura 70 - Evolução de tensões no plano posterior->anterior (sobre o dano).....	69
Figura 71 - Evolução de tensões no plano posterior->anterior (lateral ao dano).....	70
Figura 72 - Evolução de tensões no plano lateral->medial.....	72
Figura 73 - Evolução de tensões no plano anterior-posterior (sobre o dano)	73
Figura 74 - Evolução de tensões no plano posterior -->anterior (lateral ao dano).....	73
Figura 75 - Comparação da evolução de tensões na cartilagem espessa e normal sem dano ao longo do plano lateral-medial.....	75
Figura 76 - Comparação da evolução de tensões na cartilagem espessa e normal com dano de 10mm no plano lateral-medial.....	75
Figura 77 - Comparação da evolução de tensões na cartilagem espessa e normal com dano de 15mm no plano lateral-medial.....	76
Figura 78 - Comparação da evolução de tensões na cartilagem espessa e normal com dano de 20mm no plano lateral-medial.....	76

Figura 79 - Comparação da evolução de tensões entre a cartilagem saudável, a microlesão e o dano de 5mm	78
Figura 80 - Comparação da evolução de tensões na cartilagem com diferentes danos de dimensão equivalente.....	80
Figura 81 - Linha para análise do efeito da regularidade do dano.....	81
Figura 82 - Evolução de tensões em torno da lesão.....	82

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Tratamento da lesão osteocondral do tálus[57]	19
Tabela 2 - Módulo de Young para diferentes espessuras do material	42
Tabela 3 - Vista lateral das diferentes posições da articulação no modelo experimental	43
Tabela 4 - Diferentes vistas do setup experimental	44
Tabela 5 - Vista superior da cartilagem do tálus com e sem os diferentes danos	45
Tabela 6 - Deformações E1 e E3 provenientes dos ensaios experimentais nas diferentes rosetas nos casos em análise.....	48
Tabela 7 - Propriedades mecânicas lineares dos materiais obtidas em diversos estudos	50
Tabela 8 - Vista lateral das diferentes posições de simulação	56
Tabela 9 - Deformações E1 e E3 provenientes dos ensaios numéricos nas diferentes rosetas nos casos em análise.....	57
Tabela 10 - Comparação das tensões registadas na cartilagem com diferentes módulos de Young Legenda: A-Anterior, P-Posterior, M-Medial, L-Lateral.....	60
Tabela 11 - Resultados (Cartilagem ScanIP vs Cartilagem SolidWorks).....	61
Tabela 12 - Resultados na cartilagem do tálus provenientes do estudo comparativo com articulação em posição neutra com e sem lesão osteocondral: Legenda: A-Anterior, P-Posterior, M-Medial, L-Lateral	62
Tabela 13 - Localização dos planos a estudar, na cartilagem do tálus Legenda: L-Lateral, M-Medial, A-Anterior, P-Posterior	63
Tabela 14 - Resultados na cartilagem do tálus provenientes do estudo comparativo com articulação em posição de flexão plantar 15° com e sem lesão osteocondral: Legenda: A-Anterior, P-Posterior, M-Medial, L-Lateral	67
Tabela 15 - Resultados na cartilagem do tálus provenientes do estudo comparativo com articulação em posição de dorsiflexão 10° com e sem lesão osteocondral: Legenda: A-Anterior, P-Posterior, M-Medial, L-Lateral	71
Tabela 16 - Resultados comparativos entre a cartilagem normal e cartilagem com uma espessura superior Legenda: A-Anterior, P-Posterior, M-Medial, L-Lateral.....	74
Tabela 17 - Resultados comparativos entre o dano oval e o dano circular Legenda: A-Anterior, P-Posterior, M-Medial, L-Lateral.....	77
Tabela 18 - Resultados comparativos entre o dano oval e o dano circular Legenda: A-Anterior, P-Posterior, M-Medial, L-Lateral.....	79
Tabela 19 - Comparação entre dano regular e irregular Legenda: A-Anterior, L-Lateral, P-Posterior, M-Medial.	81

Tabela 20 - Tensões na superfície superior do tálus com a articulação em posição neutral Legenda: L-Lateral; M-Medial; P-Posterior; A-Anterior.....	83
Tabela 21 - Comparação dos resultados obtidos no dano 20mm nas três diferentes posições.....	83
Tabela 22 - Comparação dos resultados obtidos para as diferentes dimensões do dano, na posição neutra	84

Lista de Acrónimos e símbolos

ACI – *Autologous Chondrocyte Implantation*;

ACT – *Autologous Chondrocyte Transplantation*;

BW – *Body Weight*;

CAD – *Computer Aided Design*;

FDM – *Fusion Deposition Modeling*;

LOT – Lesão Osteocondral do Tornozelo;

MEF – Método dos Elementos Finitos;

PLA – Políácido Láctico;

RM – Ressonância Magnética;

STL – Estereolitografia;

TAC – Tomografia Axial Computorizada.

Introdução

A lesão osteocondral do tálus é uma lesão na articulação do tornozelo que afeta milhares de jovens todos os anos. Contrariamente às lesões osteocondrais do joelho, as lesões osteocondrais do tálus carecem de estudos que permitam um mais amplo conhecimento sobre as suas implicações na biomecânica do tornozelo.

O objetivo desta dissertação é o estudo da lesão osteocondral do tálus, com especial ênfase na cartilagem do tálus, recorrendo à utilização de modelos numéricos e de modelos experimentais.

Para a realização do trabalho, serão utilizadas imagens TAC para a reconstrução da articulação do tornozelo em modelo CAD. Este modelo será adaptado para a criação de um modelo físico de forma a obter valores de deformações na cartilagem do tálus. No modelo completo da articulação proveniente da reconstrução foram criados danos de diferentes dimensões na cartilagem do tálus, os quais, mantendo todas as restantes condições inalteradas, permitirão comparar a influência dos diferentes danos nos resultados obtidos. O mesmo processo será repetido para diferentes posições biomecânicas da articulação.

Após a conclusão dos estudos numéricos, será importante o desenvolvimento e criação de um modelo físico, que permita a validação dos resultados numéricos, sendo possível, dessa forma, obter resultados conclusivos relativamente à influência das lesões osteocondrais na biomecânica da articulação, assim como no conforto e qualidade de vida dos pacientes afetados por esta lesão.

A prioridade deste estudo é preencher, tanto quanto possível, uma parte deste vazio, tentando “abrir as portas” a uma maior preocupação relativamente a este problema que afeta milhares de jovens atletas todos os anos, condicionando amplamente a sua carreira desportiva ou mesmo a sua qualidade de vida.

Na Figura 1 é apresentado um diagrama ilustrativo das diferentes etapas nesta dissertação. Seguidamente será abordado de uma forma resumida, o conteúdo de cada capítulo que se segue.

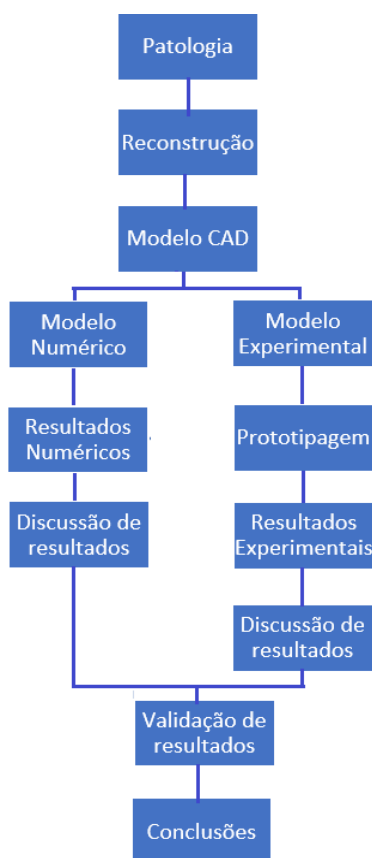


Figura 1 - Diagrama ilustrativo das diferentes etapas desta dissertação

No Capítulo 1 é abordada a anatomia do tornozelo: os diferentes ossos envolvidos na articulação estudada, os ligamentos e os músculos mais relevantes, assim como os diferentes tipos de cartilagem, que serão os principais alvos de estudo.

No Capítulo 2 estuda-se a articulação do tornozelo de um ponto de vista biomecânico, de forma a conhecer as diferentes amplitudes de movimento nos diferentes planos biomecânicos, assim como o ciclo de marcha, dando ênfase aos movimentos na articulação do tornozelo.

No Capítulo 3 é dada a conhecer a lesão osteocondral do tornozelo, a sua definição médica, etiologia, taxa de incidência, bem como os métodos de diagnóstico e diferentes tipos de tratamento.

A reconstrução 3D da articulação a partir da imagiologia médica fornecida é abordada no Capítulo 4. Todos os processos utilizados para a obtenção das diferentes estruturas são aqui documentados, assim como todas as dificuldades que lhes estão associadas.

No Capítulo 5 são dados a conhecer os detalhes associados aos estudos experimentais, os modelos utilizados, o seu método de fabrico, assim como os diferentes ensaios efetuados e os resultados obtidos. Na parte final deste capítulo efetua-se também o estudo da correlação dos resultados numéricos com os resultados experimentais.

No Capítulo 6 abordam-se as simulações numéricas nas diferentes condições de integridade da cartilagem e posições da articulação. É também neste capítulo que se analisam os resultados obtidos, procedendo-se à sua comparação.

Finalmente, no Capítulo 7, apresentam-se as conclusões acerca do presente trabalho, assim como sugestões para futuros trabalhos que sejam desenvolvidos dentro do mesmo tema.

1 Anatomia do tornozelo

A articulação do tornozelo desempenha um papel de estabilizador, pois é uma articulação responsável por absorver forças de grande intensidade quando ocorrem solicitações de paragem ou rotação. Apesar de tudo, caso as estruturas envolvidas sofram algum tipo de lesão, esta articulação pode tornar-se bastante instável, provocando dores e limitações ao paciente [1].

Tendo em conta a importância da locomoção na atividade diária das pessoas, é de grande importância o estudo desta articulação para melhor conhecer e tratar as suas patologias.

1.1 Complexo articular do tornozelo

O complexo articular do tornozelo (Figura 2) é constituído por três articulações com um papel fundamental na sua biomecânica. São elas:

- Articulação tibiofibular distal que corresponde à articulação entre as extremidades distais da tíbia e fíbula;
- Articulação talocrural que corresponde à articulação da tíbia, fíbula e tálus;
- Articulação subtalar, que consiste na ligação entre o tálus e o calcâneo [2].

Esta última não será estudada, tendo em conta que a temática deste estudo apenas contempla a parte superior do tornozelo, correspondente às extremidades da fíbula, tíbia e a parte superior do tálus, sendo a sua cartilagem o objeto principal de estudo.

A articulação tibiofibular distal é uma sindesmose (articulação fibrosa permeada por tecido fibroso) que é sustentada pelos fortes ligamentos tibiofibulares anterior e posterior, mantendo as extremidades dos dois ossos juntas. As suas superfícies articulares envolvem o tálus restringindo o seu movimento lateral. O grau de restrição depende do ângulo de flexão plantar e de dorsiflexão, ou seja, em dorsiflexão o grau de restrição aumenta, aumentando também o grau de estabilidade da articulação. O contrário acontece na flexão plantar [3].

A articulação talocrural é uma articulação troclear sinovial em dobradiça com um grau de liberdade de movimento no plano sagital, permitindo apenas movimentos de flexão plantar e dorsiflexão. Na flexão plantar, a superfície inferior do pé é empurrada para longe da canela. No movimento de dorsiflexão a parte superior do pé é colocada mais perto da canela [3]. De uma forma mais simples pode-se dizer que a articulação talocrural possui o aspeto de uma junta macho e fêmea, sendo que o encaixe é construído pelas extremidades distais da fíbula e da tíbia e o corpo do tálus forma o macho [4].

Tanto a parte superior do tálus como a parte inferior da fíbula e da tíbia, que formam a articulação tibiofibular distal, encontram-se revestidas por uma cartilagem articular [2].

Em situações estáticas o equilíbrio poderia ser alcançado por estruturas muito menos complexas de uma forma satisfatória. Contudo, no que toca a situações dinâmicas, o tornozelo e o pé agem como estruturas que fornecem restrição e propulsão, de modo a que o equilíbrio possa ser mantido a cada passo. O pé é responsável por amortecer o impacto no solo e rapidamente passar para uma função de mecanismo propulsor que auxilia a força de impulsão da perna em diversos tipos de superfícies. Por esse motivo, o pé é considerado uma “estrutura” complexa e

sofisticada [3]. A articulação do tornozelo liga a perna e o pé e é responsável por transmitir as forças musculares provenientes da perna para o pé e consequentemente para o solo. A maior parte do seu movimento é proporcionado pela articulação talocrural em dobradiça [5].

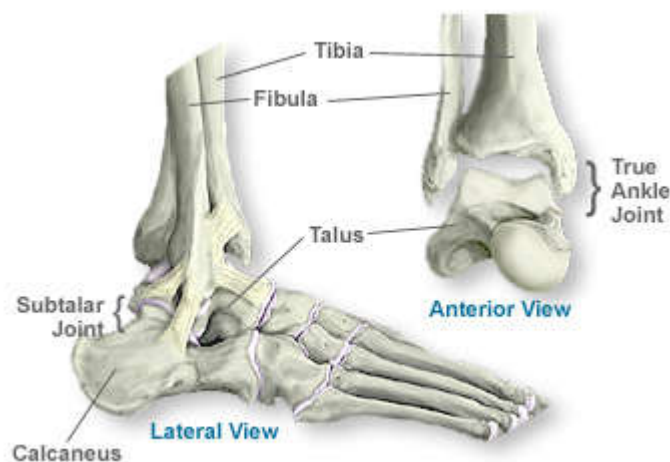


Figura 2 - Complexo Articular do Tornozelo [6]

1. Tíbia

A tíbia (Figura 3) é um osso longo que transmite o peso corporal dos côndilos medial e lateral do fêmur para o pé. Situa-se medialmente à fibula e consiste numa diáfise e duas extremidades, sendo a extremidade superior muito maior que a inferior. O seu corpo ósseo assume a forma de um prisma triangular que lhe confere mais resistência mecânica a tensões de corte. A tíbia forma três articulações: com o fêmur, com a fibula e com o tálus [2].

A extremidade distal da tíbia fornece uma superfície articular contínua que recebe a superfície troclear e o bordo medial do tálus. A sua geometria é ligeiramente côncava ântero-posteriormente, ligeiramente convexa transversalmente, com uma crista sagital romba que se ajusta num sulco correspondente no tálus. De cada lado da crista há uma calha medial e lateral que se adapta perfeitamente com a superfície do tálus. A parte posterior desta superfície projeta-se ligeiramente para a frente e para baixo [4].



Figura 3 - Tíbia [7]

Da esquerda para a direita: Vista coronal anterior, Vista lateral, Vista coronal posterior

2. Fíbula

A fíbula (Figura 4), também conhecida como perônio, é um osso estreito e longo que se expande na sua extremidade superior e inferior e que se situa póstero-lateralmente à tíbia. Este osso tem a forma aproximada de um prisma triangular, com três bordos e três superfícies que servem de inserção para os músculos da perna. A sua extremidade inferior é achatada nos seus lados medial e lateral e tem posteriormente uma fossa maleolar profunda. No seu lado medial existe uma área triangular lisa onde se dá a articulação com a superfície lateral do corpo do tálus. Devido à sua forma, a fíbula contribui para a estabilidade lateral do tornozelo e não para o suporte de peso [4].



*Figura 4 - Fíbula [7]
Da esquerda para a direita: Vista medial, vista lateral*

3. Tálus

O tálus ou astrágalo (Figura 5) é um osso que se encontra localizado acima do calcâneo, com a cabeça e o colo alinhados para a frente e medialmente. A função do tálus é transmitir o peso do corpo através da tíbia para o calcâneo e o navicular. O seu corpo possui a forma de cunha de frente para trás, sendo mais largo anteriormente. A sua superfície é convexa possuindo a forma de polia, articulando-se com a superfície troclear da tíbia. A sua superfície lateral é triangular, com o seu ápice apontando para baixo e articula-se com a superfície medial do maléolo lateral da fíbula. As superfícies articulares do tálus são contínuas, a cabeça do tálus é ligeiramente achatada anteriormente e articula-se com a superfície posterior do navicular [4].



*Figura 5 - Tálus [8]
Vista medial*

4. Cartilagem

Para o bom funcionamento da articulação é necessário que exista uma superfície bem lubrificada e com um baixo atrito, diminuindo o desgaste das partes em contacto. A cartilagem articular proporciona esse tipo de proteção. A cartilagem é uma estrutura fina (entre 1 e 5mm de espessura, dependendo da articulação em análise, na articulação do tornozelo possui uma espessura aproximada de 1,5mm) e esbranquiçada. O seu funcionamento consiste na distribuição das cargas uniformemente pelas superfícies ósseas, levando, desta forma, a uma redução até 50% da tensão entre os ossos, o que diminui de forma significativa o desgaste dos ossos articulados [9].

Existem três tipos de cartilagens [10]:

- **Cartilagem Hialina;**

Esta cartilagem é a mais comum, sendo o tipo de cartilagem encontrada nas superfícies articulares de ossos. Encontra-se, por isso, dentro de uma cavidade e emersa dentro de um fluido sinovial. Este tipo de cartilagem possui uma matriz mais homogênea e com poucas fibras de colagénio, sendo muito vulnerável a lesões, devido à dificuldade na sua regeneração.

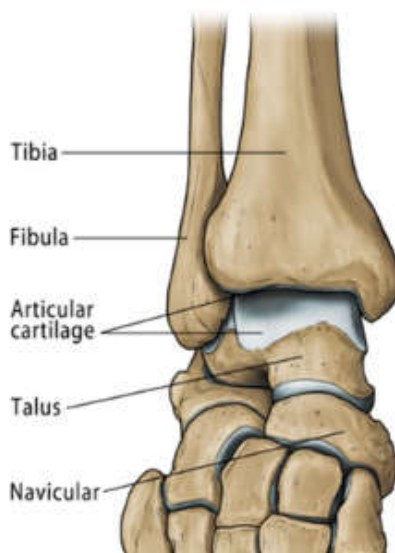


Figura 6 - Exemplo de cartilagem hialina no tornozelo [11]

- **Cartilagem Elástica;**

É um tipo de cartilagem semelhante à cartilagem hialina. Possui pequenas porções de fibra de colagénio assim como fibras elásticas, tem uma cor amarelada e, tal como o nome indica, é bastante elástica podendo por isso ser dobrada repetidas vezes sem dano.

- **Fibrocartilagem;**

É o tipo de cartilagem com mais fibras de colagénio, tornando-a muito resistente, dura e rígida, o que por sua vez a torna pouco recomendável para a substituição da cartilagem hialina que reveste os ossos das articulações. Este tipo de cartilagem é comumente encontrado nas transições entre tendões e ossos.

5. Ligamentos

Associado ao tornozelo há um conjunto de ligamentos colaterais extremamente fortes (Figura 7), alguns deles fundindo-se com a cápsula articular. Os ligamentos são responsáveis pela manutenção da estabilidade da articulação do tornozelo e pela limitação dos movimentos da mesma. Por esse motivo os danos dos ligamentos comprometem seriamente a integridade e estabilidade da articulação [4].

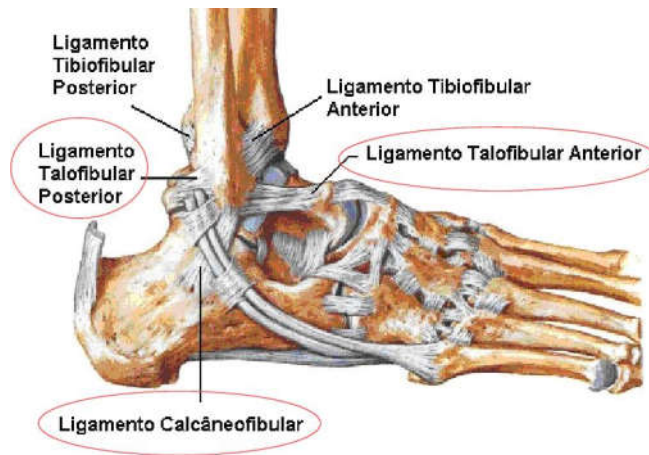


Figura 7 - Principais ligamentos do tornozelo (vista lateral) [12]

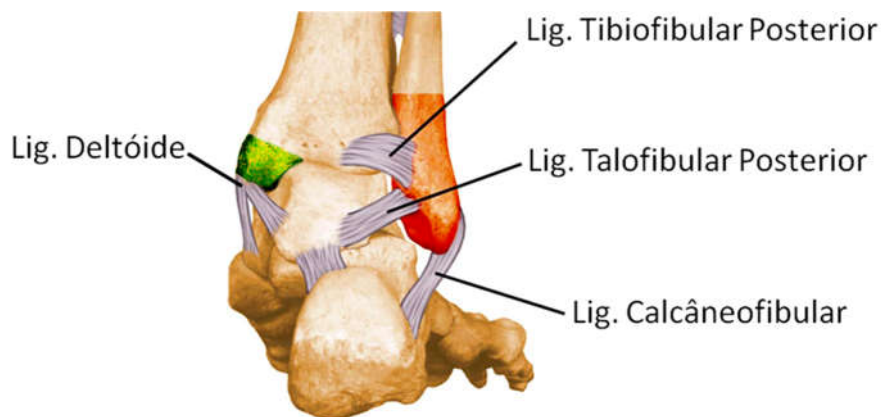


Figura 8 - Principais ligamentos do tornozelo (vista posterior) [12]

6. Músculos

Os músculos da perna (Figura 9) são agrupados em três grupos: os músculos anteriores, os externos e os posteriores. Estes músculos, individualmente ou coletivamente, são responsáveis, consoante a solicitação, pelo movimento. Consoante o seu arranjo pode conseguir-se uma grande variedade de movimentos [1] [2].

Seguidamente serão apresentados os músculos que mais influenciam o movimento sobre o tornozelo:

- **Músculos anteriores:**
 - **Tibial anterior:** Flexor, adutor e rotador do pé para o interior;
 - **Fibular anterior:** Flexor e abdutor do pé e rotador do pé para o exterior [2].
- **Músculos externos:**
 - **Longo fibular lateral:** extensor do pé sobre a perna, abdutor e rotador do pé para o exterior;

- **Curto fibular lateral:** é abdutor e rotador do pé para o exterior [2].
- **Músculos posteriores:**
 - **Tricípite sural:** extensor do pé e também adutor e rotador do pé para dentro;
 - **Plantar delgado:** auxiliar do tricípite sural;
 - **Tibial posterior:** extensor, adutor e rotador do pé para dentro [2].

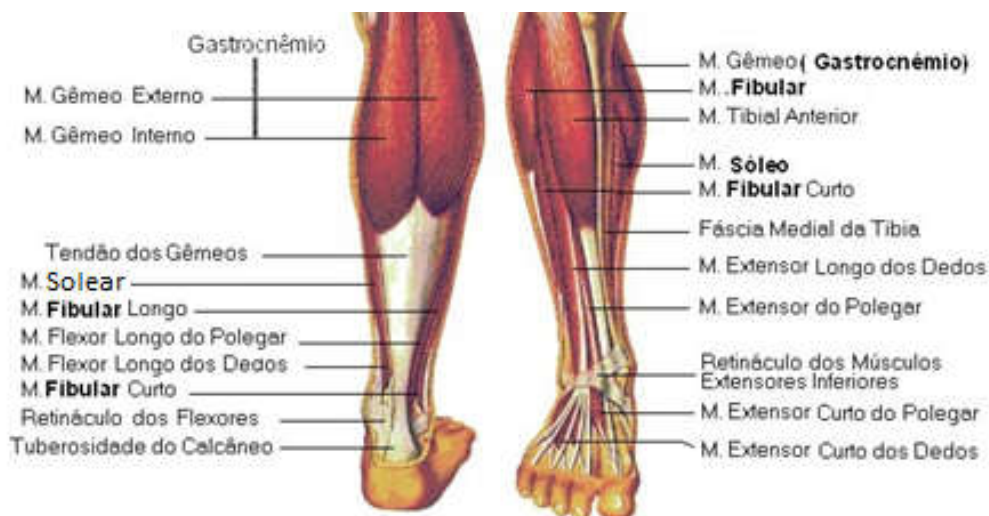


Figura 9 - Músculos da parte inferior da perna[13]

1.2 A lesão osteocondral do tálus

Este trabalho aborda o estudo da lesão osteocondral do tornozelo. O tema foi motivado pela enorme importância que esta articulação tem na vida quotidiana das pessoas e pelos efeitos negativos que uma lesão desta natureza pode ter na qualidade de vida dos pacientes. Tendo em conta que afeta especificamente uma população muito jovem, é de especial importância alargar os conhecimentos existentes sobre este tema, ainda tão pouco estudado.

O trabalho foi desenvolvido por fases que se descrevem de seguida. Inicialmente é necessário estudar a lesão, no âmbito dos diferentes mecanismos, classificações, diagnósticos e tratamentos existentes. De seguida avança-se para o modelo experimental, com o objetivo de recriar o comportamento real da articulação e obter as deformações principais na cartilagem do tálus. Na etapa seguinte desenvolve-se um modelo numérico com o objetivo de efetuar estudos utilizando o método dos elementos finitos, para conhecer os efeitos de diferentes lesões na cartilagem do tálus, de um ponto de vista físico. Seguidamente são comparados os resultados experimentais com os numéricos tendo em vista a validação do modelo.

Os resultados obtidos poderão dar a conhecer comparativamente a influência de diferentes fatores nas tensões registadas na cartilagem talar, permitindo determinar as dimensões, características das lesões, e/ou posições da articulação que representem risco para a integridade da cartilagem.

Uma das principais características deste trabalho é o facto de ser pioneiro no estudo da lesão osteocondral do tornozelo. No entanto, é possível encontrar estudos semelhantes para outras articulações, nomeadamente o joelho, anca e cotovelo.

Para este trabalho foram consultadas publicações que abordassem a lesão osteocondral no joelho. Apesar destas publicações terem sido desenvolvidas na mesma articulação, não existe unanimidade nos resultados obtidos, facto este que se deve às diferentes condições utilizadas em cada estudo. Ainda assim é possível retirar conclusões dos diferentes trabalhos. Num estudo

numérico recente [14] conclui-se que as tensões registadas estão dependentes das cartilagens em que o dano se encontra localizado, sendo que no caso de uma lesão de 8mm se localizar na tíbia podem existir aumentos de tensão na ordem dos 87%. Este valor decresce para os 37% no caso da mesma lesão se localizar na cartilagem do fémur. Neste mesmo estudo não se verifica concentração de tensões em torno do dano, havendo um aumento geral das tensões na cartilagem com um aumento do dano. A análise de um estudo experimental e numérico [15] obteve conclusões díspares, registando zonas de concentração de tensão de 2,5 a 3,0mm em torno do dano. Este estudo registou pressões de contacto entre os 1,2 e 1,5MPa para lesões superiores a 10mm dependendo da zona da cartilagem. É de notar que este estudo foi realizado em condições de carga e posicionamento da articulação diferentes do estudo anterior.

Antes da realização de um estudo é importante pesquisar e consultar outras publicações relacionadas com o trabalho que se pretende desenvolver, de forma a conhecer detalhes do modelo utilizado, condições de fronteira e resultados obtidos, além dos erros cometidos pelos autores. Torna-se possível, deste modo, desenvolver modelos robustos, que permitem por sua vez obter resultados credíveis.

2 Biomecânica do tornozelo

A Biomecânica é a ciência que estuda a estrutura e a função dos sistemas biológicos – no presente caso, de humanos – através do ponto de vista da mecânica [16].

A compreensão da área da biomecânica é fundamental para a correta medição das grandezas físicas (tais como forças, velocidades, amplitudes) aplicadas sobre ossos, músculos e articulações. [1].

Neste capítulo serão abordados os movimentos do tornozelo incidindo sobre as suas amplitudes e forças musculares. Será também abordado o ciclo de marcha, tendo em conta que corresponde à principal função desta articulação.

2.1 Movimentos do tornozelo

É comum considerar-se que a articulação do tornozelo se move num único eixo, conferindo um grau de liberdade à articulação. O movimento primário do tornozelo é a dorsiflexão e a flexão plantar. Contudo, o tornozelo permite movimentos de rotação do tálus no plano transversal, através de um eixo vertical: esses movimentos são conhecidos como rotação talar ou adução/abdução. Foi também possível verificar que a articulação permite movimentos no plano frontal através de um eixo ântero-posterior: este movimento é conhecido como inclinação talar ou inversão/eversão. Estes movimentos são resultantes de um eixo instantâneo de rotação, na articulação do tornozelo [17,18,19].

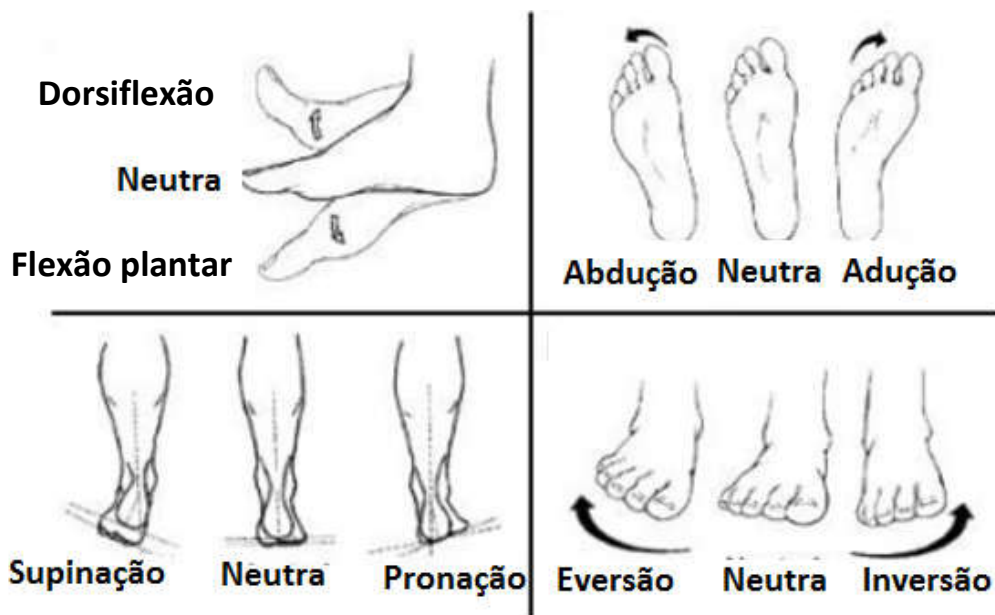


Figura 10 - Movimentos do tornozelo [20]

No estudo realizado por Hicks [21] foram medidos 152 tornozelos, permitindo concluir que a curvatura medial e lateral do tálus é diferente, o que leva à mudança de posição do eixo durante o arco de movimento. Hicks declarou então que o movimento não pode ocorrer sobre dois eixos simultaneamente e definiu-os como “eixo de dorsiflexão” e “eixo de flexão plantar”.

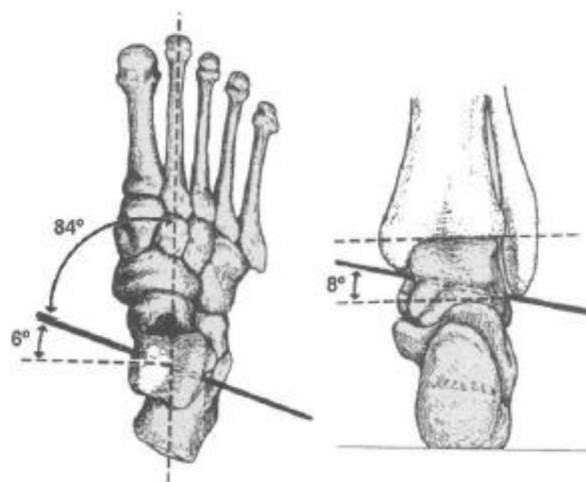


Figura 11 - Eixo de rotação do tornozelo no plano transversal (esquerda) e no plano frontal (direita) [22]

Stiehl [23] demonstrou que o movimento primário de dorsiflexão e flexão plantar ocorre em torno de um eixo oblíquo, que se altera com a rotação articular, fazendo com que o pé se mova em três planos diferentes. Também mostrou que, no movimento de dorsiflexão, o pé não se move unicamente para cima, mas possui também movimento de abdução e eversão. No movimento de flexão plantar o pé move-se para baixo e para dentro adquirindo um movimento de adução e inversão.

De notar que o eixo de rotação do tornozelo está sujeito a variações, o que se deve às diferentes características genéticas dos pacientes. Contudo, considerou-se os valores apresentados na Figura 11: o eixo encontra-se inclinado postero-lateralmente 6° no plano transversal, e inclinado lateralmente para baixo 8° no plano frontal [22].

2.2 Amplitude de movimentos do tornozelo

Para efeitos práticos, a amplitude de movimentos do pé deve ser medida em duas condições distintas: sem carga (condição passiva) e com carga (condição ativa). A diferença é que na condição ativa, o sujeito em estudo encontra-se de pé, existindo por isso forças aplicadas e contrações musculares estabilizadoras, enquanto que na condição passiva o sujeito está sentado, podendo mover o pé livremente[24].

A amplitude normal de movimentos do tornozelo é geralmente considerada como sendo 20° para dorsiflexão a partir da posição neutra, já o movimento de flexão plantar tem uma amplitude mais variável, entre 30° e 50° a partir da posição neutra, o movimento de adução/abdução tem uma amplitude entre 5° e 6° , já o movimento de inversão tem uma amplitude entre 20° e 30° , enquanto que o movimento de eversão tem uma amplitude de movimento entre 5° e 10° [25,17].

O intervalo anteriormente descrito encontra-se relacionado com o necessário para as atividades diárias, por exemplo caminhar numa superfície plana requer um total de cerca de 30° de amplitude de movimentos do tornozelo (cerca de 10° a 15° para flexão plantar e cerca de 10° para dorsiflexão), subir escadas requer um total de cerca de 37° e descer escadas requer 56° [26].

2.3 Ciclo de marcha

O ciclo de marcha começa com o primeiro contacto do calcanhar do pé direito com o solo e termina com o novo contacto do mesmo calcanhar no solo. De acordo com Winter [27] as duas principais fases do ciclo de marcha são a fase de apoio, em que o pé está em contacto com o solo, e a fase de balanço, que corresponde à fase em que o pé não está em contacto com o solo. Esta fase termina quando o calcanhar contacta de novo com o solo. O ciclo de marcha dura cerca de um segundo. A fase de apoio ocupa entre 51% e 60% do ciclo e a fase de balanço ocupa entre 39% e 40% do ciclo [28].

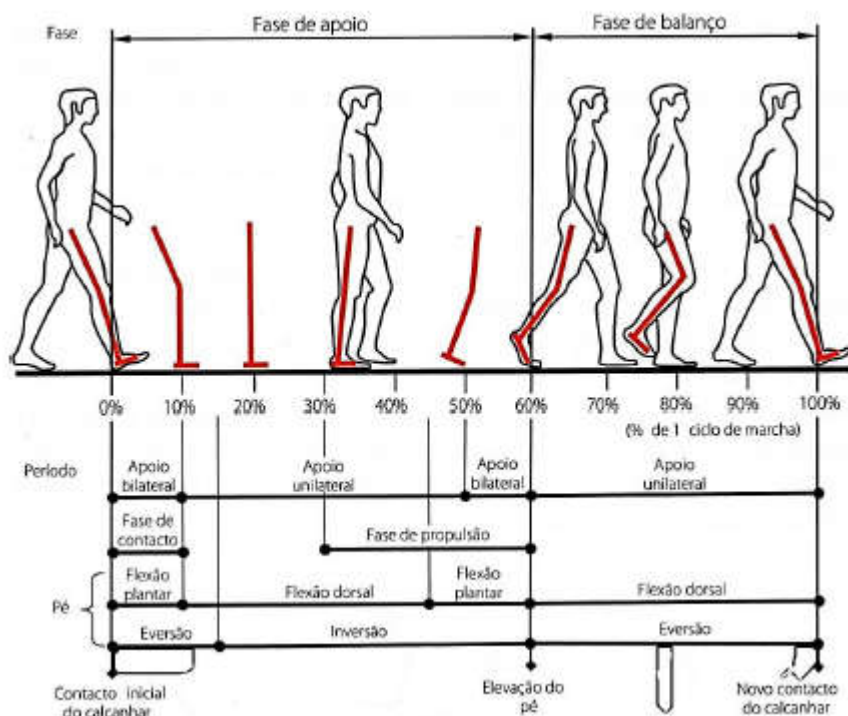


Figura 12 - Ciclo de marcha [29]

Como referido anteriormente, a articulação do tornozelo tem como função transmitir as forças que atuam no pé para a perna, tendo por isso um papel de grande importância no ciclo de marcha.

No contacto inicial, o tornozelo está em posição neutra (0°), podendo em certos casos estar em ligeira flexão plantar (na ordem dos 3° a 5°). Após o contacto inicial, dá-se o movimento de flexão plantar, até um máximo de cerca de 10° , à medida que o pé se apoia no solo. Ao longo da fase de apoio unilateral, o tornozelo move-se em dorsiflexão até cerca de 10° , atingindo-se assim os 50% do ciclo de marcha. Durante a fase final de apoio e pré-balanço o tornozelo move-se novamente em flexão plantar até cerca de 15° , à medida que o peso do corpo é transferido para a perna contra lateral. Aquando da elevação do pé de apoio, o tornozelo move-se em dorsiflexão até à sua posição neutra (0°).

Encontra-se anteriormente descrito o movimento principal do tornozelo (plano sagital). No entanto, como ficou visto, existem movimentos secundários que também ocorrem durante o ciclo de marcha. Os máximos de inversão são atingidos no início do ciclo de marcha e no início da fase de balanço, tendo uma amplitude de cerca de 9° ; no que toca à eversão atinge-se o máximo a cerca de 10% do ciclo de marcha, imediatamente a seguir ao máximo de inversão, sendo de cerca de $3^\circ/4^\circ$. Ao longo do ciclo de marcha não se verifica a existência de movimentos de adução, sendo que apenas se atinge um mínimo de abdução que ocorre por volta dos 50% do ciclo de marcha com uma amplitude de aproximadamente 4° , já o máximo de abdução ocorre imediatamente a seguir por volta

dos 65% do ciclo de marcha tendo uma amplitude de 15°, este movimento ocorre já após a elevação do pé [29].

2.4 Forças envolvidas no tornozelo

Um estudo de Arvikar et al [30] analisou as forças aplicadas no tornozelo ao longo dos três eixos, durante um ciclo de marcha, dando origem ao diagrama presente na Figura 13.

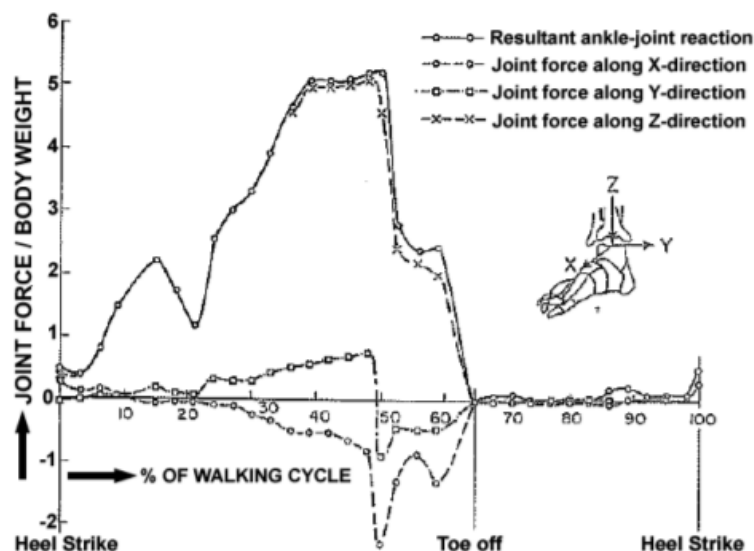


Figura 13 - Forças aplicadas no tornozelo ao longo dos três eixos

Como se pode concluir pela análise da figura, a resultante de forças no tornozelo aproxima-se dos 5,5BW (BW representando o peso corporal do indivíduo), a cerca de 60% do ciclo de marcha. Em 2006 num estudo de Reggiani et al [31] observou-se que estes valores se encontravam sobrestimados, tendo estes autores concluído que a força máxima de compressão no tornozelo durante o ciclo de marcha se situaria nos 1,3BW.

2.5 Atividade muscular no tornozelo

A eletromiografia é um método que, através da monitorização elétrica, permite conhecer a atividade muscular de um determinado movimento.

De acordo com o estudo realizado por Perry [32], os músculos extensores (Tibial Anterior, Extensor Longo dos Dedos e Extensor Longo do Hálux) apresentam uma atividade concêntrica durante a fase de balanço para permitir um posicionamento eficaz do pé. Estes músculos, durante a fase de resposta à carga, apresentam uma atividade excêntrica no sentido de controlar a colocação do pé no movimento de flexão plantar. Os músculos flexores (Solear, Gastrocnémio, Tibial Posterior, Flexor Longo dos Dedos e Flexor Longo do Hálux) são ativados excentricamente durante o apoio do pé. O músculo solear e o gastrocnémio ativam-se a aproximadamente a 10% do ciclo de marcha, quando o apoio unilateral se inicia. O grupo dos músculos flexores continuam ativos até ao início do pré-balanço, quando o apoio unilateral termina e o pé contra lateral estabelece o contacto com o solo [29].

3 Lesão osteocondral do tornozelo

Neste capítulo é abordada a patologia em estudo neste trabalho. Procura conhecer-se a definição e história da lesão, a origem da lesão, assim como as suas diferentes características e particularidades. Os dados de taxa de incidência permitirão conhecer o tipo de população que mais é afetada por esta patologia, assim como os dados estatísticos relacionados com esta lesão. Serão abordados os métodos de diagnóstico mais utilizados e os mais eficazes, as diferentes classificações utilizadas para a lesão, e, numa fase final do capítulo, serão abordados os diferentes métodos de tratamento para cada tipo de lesão.

3.1 Definição e História

Como foi visto anteriormente, o tálus é revestido por uma cartilagem flexível e resistente que permite que o tornozelo se mova suavemente. Uma Lesão Osteocondral do Tornozelo (LOT) consiste numa lesão da cartilagem e do tálus (“osteo” significa osso e “condral” refere-se à cartilagem), ou seja, é uma lesão no interior da articulação do tornozelo.

O primeiro caso detetado de uma LOT remonta a 1737, por Monroe, quando se descreveu a remoção do primeiro corpo livre no interior da articulação do tornozelo. Em 1888 foi criado o termo osteocondrite dissecante criado por König [33,34].

Atualmente, define-se como LOT qualquer lesão que envolva a superfície articular e/ou a região subcondral do tálus ou da plataforma tibial afetando assim a cartilagem articular, o osso ou ambos [35].

3.2 Etiologia

Num estudo realizado em 1985 por Flick e Gould [36], que analisou 500 lesões osteocondrais do tornozelo, concluiu-se que 98% das lesões na cúpula lateral do tálus e 70% das lesões na cúpula medial do tálus estiveram associadas a uma origem traumática. No entanto, os estudos apontam outras causas, tais como os fatores genéticos, causas metabólicas ou endócrinas [35].

Berndt e Harty [37] recriaram o mecanismo de lesão tanto medial como lateral, concluindo-se que as lesões laterais ocorrem devido à inversão e dorsiflexão do tornozelo, e que as lesões mediais são resultado da flexão plantar e eversão do tornozelo.

Para melhor compreender a lesão e poder tratá-la da melhor forma, é necessário conhecer certas características [38]:

- **Tipo de lesão:**
 1. Condral (só cartilagem);
 2. Condral/Subcondral (cartilagem e osso);
 3. Subcondral (cartilagem intacta);
 4. Cística (mais de 5mm de profundidade).
- **Estabilidade da lesão:**
 1. Estável (quando a cartilagem se encontra íntegra na zona adjacente à lesão);
 2. Instável (quando existe risco de fragmentação da cartilagem na zona adjacente à lesão).

- **Fragmentação da lesão:**
 1. Fragmentada;
 2. Não fragmentada.
- **Localização da lesão:**
 1. Medial (anterior, central ou posterior);
 2. Lateral (anterior, central ou posterior);
 3. Central (anterior, central ou posterior).
- **Contenção:**
 1. Com contenção;
 2. Sem contenção.
- **Tamanho da lesão:**
 1. Pequena (área inferior a $1,5\text{cm}^2$ ou maior diâmetro menor que 15mm);
 2. Grande (área superior a $1,5\text{cm}^2$ ou maior diâmetro maior que 15mm).

De forma a saber qual a localização da maior parte das lesões, Elias et al [39] realizou um estudo em que foram avaliadas 424 ressonâncias magnéticas de pacientes com LOT, e determinando que a maioria das lesões são mediais (62%) e relativamente ao plano sagital são centrais (80%)

3.3 Taxa de incidência

A lesão osteocondral do tálus é uma patologia relativamente rara. No entanto, as patologias no tornozelo são bastante frequentes. Num estudo realizado por Nelson et al [40] fez-se a contagem e avaliação de todas as lesões em atletas escolares durante um ano nos EUA e concluiu-se que durante um ano ocorreram 325 296 entorses no tornozelo, resultando num rácio de lesões de 5,23 lesões por cada 10 000 atletas. De acordo com os estudos mais conservadores [41], pelo menos 6,25% dos entorses resultam em lesões osteocondrais do tálus. Esta taxa de incidência é garantidamente inferior à realidade devido ao facto de muitos casos serem subclínicos, estarem mascarados por outras lesões no tornozelo, ou não serem detetadas através dos métodos de imagiologia mais comuns.

A particularidade desta lesão é a idade dos pacientes afetados, que têm uma média de idades entre os 20 e 30 anos, a maioria (cerca de 70%) são do sexo masculino, e apenas em 10% dos casos a lesão é bilateral [41]. Conclui-se, portanto, que é uma patologia que cuja incidência não é agravada pela idade do paciente, tendo uma conexão à prática de desporto, em especial desportos de alta intensidade que incluam corrida e mudanças rápidas de direção.

3.4 Diagnóstico

Após o trauma o paciente apresenta[42]:

- Dor no tornozelo;
- Dor crónica no tornozelo (apesar de a maioria dos pacientes com LOT apresentarem dor imediatamente a seguir ao evento traumático, outros pacientes apresentam dor crónica no tornozelo);
- Rigidez;
- Edema;
- Fraqueza/Instabilidade.

Estes sintomas agravam-se no caso de carga prolongada sobre o tornozelo ou atividades de alto impacto como, por exemplo, a corrida [43].

A primeira etapa no diagnóstico consiste no exame físico, em que é possível notar o edema e a digito pressão dolorosa numa ou mais zonas peri articulares. De seguida, procede-se à radiografia

(com o tornozelo sob carga) de forma a excluir a hipótese de fratura. Este método, no entanto, não permite conhecer o estado da cartilagem, e cerca de 50% das LOT não são detetadas neste exame, sendo por isso necessário recorrer a tecnologias de imagiologia mais avançadas [44]. A Tomografia Axial Computorizada (TAC) também não permite avaliar o estado da cartilagem, devido à sua ineficácia em tecidos moles. No entanto, é útil na avaliação da lesão óssea em tamanho, forma e dorsiflexão [45]. O método da Ressonância Magnética (RM) é recomendado, especialmente se o tornozelo estiver sob carga: isto porque permite detetar as contusões ósseas, bem como o estado da cartilagem e os danos nos tecidos moles [46,47]. A artroscopia é vantajosa pela sua capacidade dupla de diagnóstico e tratamento da LOT, tendo, no entanto, como desvantagem a incapacidade de detetar dano no osso subcondral, no caso de a cartilagem se encontrar intacta.

Clinicamente a ressonância magnética é obtida antes da TAC para avaliar a origem da dor do paciente, devido à capacidade que este método tem de detetar diferentes patologias. A TAC é utilizada para avaliar as lesões ósseas de uma forma mais conclusiva, no caso da ressonância magnética não ser clara [48]. É preciso ter em consideração que devido ao edema ósseo resultante da lesão a ressonância magnética pode sobrestimar a gravidade da LOT [35,49].

Com o objetivo de verificar a precisão de diferentes métodos diagnóstico, Mintz et al [50] tentou correlacionar a RM com a artroscopia como métodos de diagnóstico, concluindo que a RM tem uma precisão de diagnóstico de 81% comparada com a artroscopia.

3.5 Classificação

Existem várias classificações para a LOT baseadas em metodologias criadas por diversos autores de acordo com a tecnologia existente em cada época.

A primeira classificação da LOT foi criada por Berndt e Harty [37], em 1959. Esta classificação é baseada em radiografias, e tem como grande vantagem a simplicidade na sua utilização, bem como a possibilidade da sua utilização em diferentes casos. A desvantagem deste método é o facto de uma grande parte das LOT não serem detetadas em radiografias e de considerar apenas lesões com origens traumáticas.

Perante a clara necessidade de métodos de classificação mais eficazes, e de forma a solucionar este problema, Pritsch et al [51] criaram em 1986 um método de classificação que consistia na avaliação do estado da cartilagem baseado na artroscopia. Este método classifica o estado da cartilagem em graus de I a III sendo que no grau I a cartilagem se encontra intacta e no grau III a cartilagem se encontra corrompida. Este método apresenta-se mais invasivo do que o anterior, apesar de ser mais fiável do que os métodos baseados unicamente em radiografias.

A primeira classificação a utilizar a ressonância magnética como método de diagnóstico foi criada por Dipaola et al [52] em 1991, adaptando a classificação de Berndt e Harty para acomodar os resultados da ressonância magnética nos 4 graus originais. Utilizando também o método da ressonância magnética, Hepple et al [53] criaram, em 1999, uma classificação que considerasse uma lesão cística como grau V.

Ferkel et al [54] alargou a sua classificação inicial baseada nas imagens provenientes de TAC, com grande ênfase na parte óssea da lesão, para a classificação dos diferentes estados da cartilagem.

De notar que, apesar de ser o mais antigo, o método de Berndt e Harty ainda é o mais utilizado, devido à sua simplicidade de se basear apenas no aspeto da lesão. A ilustração deste método pode ser visto na Figura 14 [38].

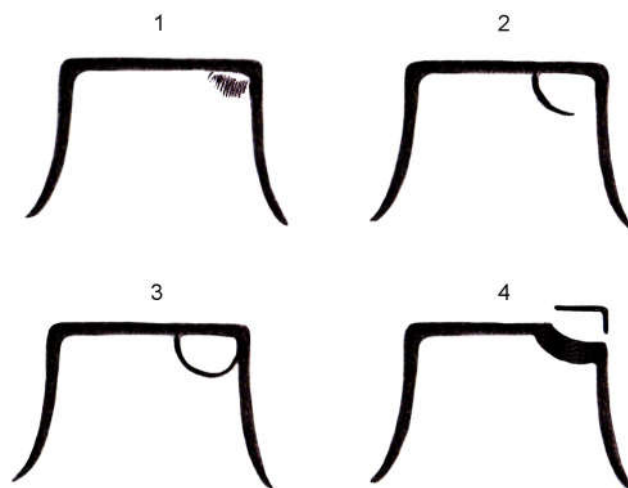


Figura 14 - Ilustração da classificação de Berndt e Harty na representação de um tálus simplificado [55]

A classificação de Berndt e Harty corresponde aos seguintes estados:

1. Pequena fratura subcondral de compressão subcondral;
2. Fragmento parcialmente separado do osso;
3. Fragmento totalmente separado do osso;
4. Fragmento totalmente separado do osso e deslocado.

3.6 Tratamentos

O tratamento para a Lesão Osteocondral do Tornozelo depende dos sintomas do paciente e da dorsiflexão do dano.

No caso de o paciente se encontrar em idade pediátrica, a lesão pode ser curada integralmente recorrendo apenas a imobilização e descarga da articulação. Nos pacientes em idade adulta é, no entanto, mais raro observar esta cura espontânea [56].

A escolha do tratamento indicado para cada paciente depende da opinião do médico responsável. No entanto, no artigo de Van Bergen et al [57], é apresentada a Tabela 1, em que, de acordo com o tipo de lesão e os sintomas, é aconselhado um tipo de tratamento específico.

Tabela 1 - Tratamento da lesão osteocondral do tálus[57]

Tipo de lesão	Opções de tratamento
Assintomática ou pouco sintomática	Conservador
Sintomática, <15mm	Conservador (período de 6 meses), microperfurações/microfraturas
Sintomática, >15mm	Fixação de fragmento, autoenxertos, implantação de condrócitos, aloenxertos, microperfurações/microfraturas
Cística, >15mm	Fixação de fragmento, autoenxertos, implantação de condrócitos no osso esponjoso, aloenxertos em osso esponjoso, microperfurações/microfraturas com osso esponjoso
Grandes dimensões	Aloenxerto, artrodese do tornozelo, artroplastia total do tornozelo

Através da análise da tabela verificamos que é preferível optar sempre pelo tratamento menos invasivo, sendo que no caso de uma LOT com sintomas mínimos, é desaconselhada intervenção cirúrgica. Já no caso em que há aumento da gravidade dos sintomas, a extensão da intervenção recomendada aumenta também. Apenas se aconselha artrodese ou artroplastia total do tornozelo no caso de a lesão ser de grandes dimensões ou as soluções anteriores terem falhado.

3.7 Tratamento conservador

A maior parte dos autores recomenda que se experimente, inicialmente, o tratamento conservador. A principal contraindicação, contudo, é a existência de fragmentos soltos na lesão, sendo nesse caso recomendada a cirurgia imediata, de forma a fixar o fragmento solto [38].

De acordo com um estudo de Tol et al [58], que analisou 201 pacientes com LOT tratados com métodos não cirúrgicos, verificaram-se resultados satisfatórios em apenas 45%, sendo que os pacientes com sintomas crónicos (mais de 6 semanas) obtiveram resultados satisfatórios em 56% dos casos. Os autores dividiram os pacientes em dois grupos: o grupo 1 foi sujeito a descanso e inibição da prática de atividades desportivas, e o grupo 2 foi sujeito a imobilização gessada. O grupo 1 obteve resultados bons ou excelentes em 59% dos casos, enquanto que o grupo 2 obteve resultados bons ou excelentes em 41% dos casos.

No caso de a lesão ser assintomática ou minimamente sintomática e que envolva apenas a cartilagem articular, existe a hipótese de poder ser tratada recorrendo apenas ao uso de gelo, repouso e descarga temporária, recorrendo ao uso de ortoses no caso de mau alinhamento do tornozelo, havendo no entanto probabilidade de insucesso no tratamento [59].

Atualmente tem-se verificado também um aumento da procura de tratamentos de viscosuplementação intra-articular de ácido hialurónico no tornozelo como opção de tratamento para a degeneração articular [60]. Foi realizado um estudo por Mei-Dan et al [61] em que se analisaram 16 pacientes submetidos a injeções intra-articulares de hialuronato de sódio durante 5 semanas consecutivas, verificou-se uma melhoria de 20% na amplitude de movimentos e uma redução significativa da dor.

3.8 Tratamento cirúrgico

Caso o tratamento conservador não seja eficaz, é necessário proceder ao tratamento cirúrgico, cujo objetivo principal é a revascularização do defeito ósseo [62].

Como a cartilagem hialina não tem vascularização e tem uma baixa capacidade de regeneração, lesões que não afetem o osso subcondral não estimulam a reação inflamatória necessária para curar a lesão. Ou seja, sem esta reação, as células medulares não são estimuladas para produzir novas células que regenerem a cartilagem danificada [63,64]. No entanto, este processo de regeneração forma cartilagem fibrosa, cujo comportamento mecânico é diferente da cartilagem hialina. Por esse motivo, este tipo de regeneração será suficiente no caso de lesões de pequena dimensão. Em lesões mais extensas, porém, este tipo de cartilagem não será suficiente para garantir a longevidade da articulação.

Os métodos mais recentes de tratamento preveem vários tipos de soluções, que serão apresentadas seguidamente [65]:

1. Estabilização da cartilagem

Sempre que possível, quando a LOT é muito extensa e instável, é preferível proceder à estabilização e fixação do componente ósseo (caso exista componente ósseo com integridade suficiente), em vez de proceder ao desbridamento que poderá causar dor e degeneração da articulação [63,64]. Atualmente, é preferível a utilização de materiais bioabsorvíveis, ao invés da estabilização através de pinos metálicos, os quais têm de ser subsequentemente removidos [35].

2. Retrograde Drilling (Estimulação do osso subcondral com perfuração inferior)

No caso de a cartilagem se encontrar intacta e a lesão se concentrar unicamente no osso subcondral é importante não só descomprimir a lesão como corrigir o dano sem danificar a cartilagem. É para isso utilizado um método chamado *Retrograde Drilling* [66]. Este método consiste em efetuar pequenas perfurações na placa subcondral de forma a estimular a resposta inflamatória do osso estimulando a formação de novo tecido.

Num estudo realizado por Kono et al [67] comparou-se o método de *Transmalleolar Drilling* (estimulação do osso subcondral com perfuração transmaleolar) ao de *Retrograde Drilling* em 30 pacientes com LOT unilateral sem fragmentação da cartilagem aos quais foi realizada, após um ano, uma artroscopia de revisão para verificar o estado da cartilagem. No grupo da TMD 58% das lesões não sofreram alterações, as restantes 42% deterioraram-se, no grupo da RD, 27 % das lesões melhoraram, e as restantes 73% mantiveram-se inalteradas.



Figura 15 - Retrograde Drilling [35]

3. Estimulação artroscópica da medula óssea(Microfraturas/Microperfurações)

Quando existe dano na cartilagem e a sua extensão é de pequenas dimensões, um dos métodos utilizados é a técnica das microfraturas ou microperfurações. Estes métodos têm o mesmo

objetivo que é estimular o desenvolvimento de fibrocartilagem através do rompimento do osso subcondral, gerando uma resposta inflamatória [35].

Chuckpaiwong et al [68] realizou um estudo em que foram analisados 105 casos de LOT tratados com microfraturas, tendo verificado que no caso de lesões inferiores a 15mm (número de casos n=73) os resultados foram positivos. Em lesões com dimensões superiores a 15mm (n=32), no entanto, apenas um dos pacientes apresentou bons resultados.



Figura 16 - Microperfuração no tálus [35]

4. Transplante de Autoenxertos Osteocondrais

Este método é utilizado para o tratamento de LOTs de todos os tipos e tamanhos, sendo por isso o método mais versátil. Consiste no preenchimento do local da LOT com cartilagem hialina proveniente de outra articulação saudável do paciente, que é fixada à placa subcondral de forma a permitir integração óssea [69]. A utilização de um único cilindro ou vários (Mosaicoplastia) depende da extensão da lesão. Estes enxertos são retirados da zona ipsilateral do joelho em que não é imperativa a necessidade de cartilagem pelo motivo de ser uma zona que não suporta carga [35].

O processo para aceder ao local da lesão e inserção do autoenxerto requer normalmente artrotomia combinada com osteotomia peri articular [70]. Apesar de a maior parte da superfície articular do tornozelo poder ser acedida sem osteotomia, existe uma percentagem de 15% que apenas pode ser acedida perpendicularmente através de uma osteotomia maleolar [71].

Hangody et al [72] realizou um estudo que consistiu no *follow up* entre 2 a 7 anos de 36 pacientes em que esta técnica foi aplicada tendo concluído que obteve resultados excelentes em 26 pacientes, bons em 6 pacientes e moderados em 2 pacientes.

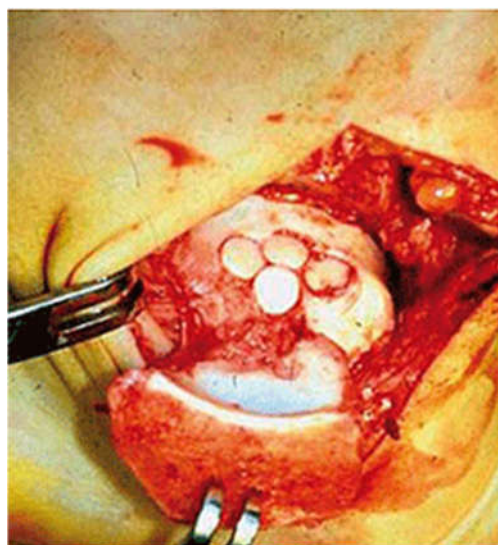


Figura 17 - Exemplo de implementação de autoenxertos osteocondrais [73]

5. Transplante de Aloenxertos Osteocondrais

Este método é utilizado no caso de não ser possível utilizar outro procedimento. É um procedimento utilizado em lesões articulares danificadas devido a necrose, e para preencher lesões osteocondrais de grandes dimensões (maiores de 15mm de diâmetro e 5mm de profundidade), neste caso o autotransplante é inadequado devido às grandes dimensões e geometria específica do enxerto que seria necessário. Neste caso, o ideal é a utilização de um aloenxerto pois permite obter uma cartilagem hialina intacta. Este método requer uma osteotomia maleolar e a inserção de pequenos parafusos para a fixação da cartilagem [74,75]. As medidas da lesão são retiradas inicialmente através de imagiologia e durante o procedimento cirúrgico [76].

Neste procedimento um enxerto que corresponde perfeitamente à morfologia da lesão é proveniente de um dador cadavérico. A colheita do enxerto deve ser feita até às 24 horas após o falecimento do dador e aplicado no espaço de 1 semana [77,78].

Num estudo realizado por Gross et al [75] foram reportados 9 casos de pacientes tratados através deste método e após um período de *follow up* de 11 anos foi necessário proceder a artrodese do tornozelo em 3 casos.

6. Implantação/Transplante de Condrócitos Autólogos (ACI/ACT)

Este método requer duas cirurgias separadas. A primeira consiste na colheita de uma pequena quantidade de cartilagem do joelho. É com essa cartilagem que se procede à cultura de condrócitos *in vitro*. Ao fim de aproximadamente 30 dias é realizada a cirurgia que consiste na implantação dos condrócitos cultivados, na zona da lesão que foi previamente desbridada, no caso de ser necessário, através de uma osteotomia maleolar [79]. Ao longo do tempo, os condrócitos irão preencher a lesão com nova cartilagem hialina. Para comprovar a eficácia do método, foram analisadas biópsias à zona afetada, e comprovou-se que o novo tecido é composto por 42% de cartilagem hialina, favorecendo a durabilidade da articulação [74,80].

Baums et al [78] reportou 12 casos tratados com este método, 11 dos quais obtiveram resultados bons a excelentes, num período de *follow-up* de 63 meses.

3.9 Desvantagens do tratamento cirúrgico

Como foi referido anteriormente, o tratamento cirúrgico deve ser utilizado apenas como última opção, sendo aconselhável a utilização de outros métodos em primeiro lugar. O objetivo prende-se sempre com a escolha do método que cause menos desconforto ao paciente. No caso de ser necessária cirurgia, deverá ser escolhido primeiramente o método menos invasivo e mais adequado ao tipo de lesão em causa, que irá implicar um menor tempo de recuperação e mais facilidade em regressar à rotina diária. No caso de insucesso no tratamento cirúrgico a hipótese seguinte é a artrodese ou a artroplastia.

O método mais invasivo dos enunciados anteriormente são os métodos que implicam transplante de tecido, isto porque geralmente é necessário acesso perpendicular à área lesionada. A maior parte das áreas pode ser acedida perpendicularmente sem necessidade de osteotomia maleolar. No entanto entre 17% e 20% das lesões não podem ser acedidas sem osteotomia maleolar, que requer a utilização de parafusos para a fixação dos enxertos implantados, e consequentemente implica um maior tempo de recuperação.

3.10 Futuro no tratamento da lesão osteocondral do tálus

Com o constante desenvolvimento da medicina, em breve existirão novos métodos de tratamento para este tipo de lesão. O artigo de O'Loughlin et al [35] prevê os seguintes:

- Estimulação Elétrica/Eletromagnética;
- Estimulação por Ultrassons;
- Plasma rico em plaquetas;
- Cirurgia assistida por robot;
- Engenharia de tecidos.

4 Reconstrução 3D

Neste capítulo é descrito todo o procedimento utilizado para a obtenção do modelo CAD do tornozelo. São analisados os métodos, o reconhecimento e compreensão das imagens TAC, as etapas de reconstrução, os problemas bem como as soluções encontradas, os diferentes métodos utilizados para a reconstrução das cartilagens e, finalmente, a montagem do modelo final.

4.1 Metodologia de reconstrução

Nesta fase do trabalho é necessário proceder à reconstrução 3D da articulação do tornozelo, sendo para isso utilizada uma tomografia axial computadorizada de um paciente do sexo masculino com 40 anos de idade. No caso do paciente cuja TAC foi utilizada, a lesão encontra-se localizada na zona lateral posterior do tálus. Ou seja, tal como foi referido no capítulo anterior, a lesão encontra-se localizada na área mais comumente afetada.

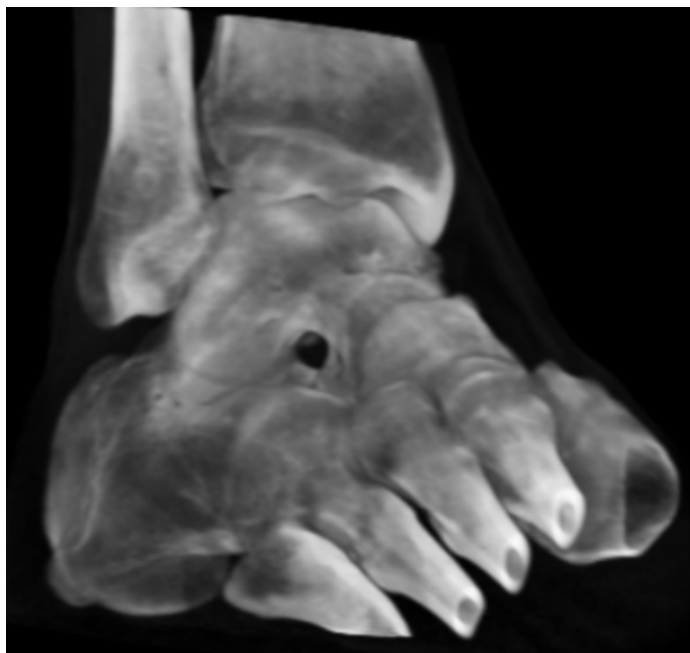


Figura 18 - TAC tridimensional do tornozelo/pé

Foram fornecidas as vistas: coronal, sagital e axial e uma vista tridimensional (Figura 18). O objetivo do trabalho é caracterizar a lesão da cartilagem existente entre o tálus e a tíbia, pelo que a vista escolhida foi a sagital, a qual permite uma maior compreensão da morfologia da articulação entre a tíbia e o tálus. Nas figuras seguintes é possível comparar a interseção entre a tíbia e o tálus numa vista sagital (Figura 19) e numa vista axial (Figura 20)

De notar que, apesar de a vista sagital ser a mais vantajosa para a compreensão da articulação entre a tíbia e o tálus, o mesmo não se verifica para a interpretação e reestruturação dos ossos longos, tais como a tíbia e a fibula, que apresentam grandes variações dimensionais de entre cada *slide*. Estes ossos beneficiariam da utilização de uma TAC axial. No entanto, como foi referido anteriormente, o objetivo deste trabalho estabelece como prioridade o estudo da cartilagem entre a tíbia e o tálus.



Figura 19 - Vista sagital do tornozelo

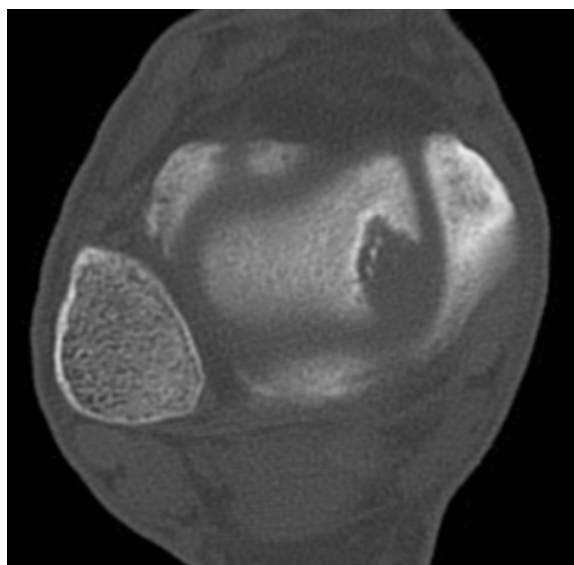


Figura 20 - Vista axial do tornozelo

Na TAC que foi utilizada, o espaçamento entre cada secção é de 2mm, e o número de secções é 42. Para a reconstrução 3D da articulação foram utilizadas todas as secções da TAC, permitindo obter o calcâneo e o tálus integralmente. No entanto, apenas se conseguiu obter as porções proximais da tibia e da fibula. As restantes estruturas ósseas presentes na TAC foram descartadas por não terem influência direta no presente trabalho.

A vista da TAC escolhida para análise foi a sagital. É, no entanto, importante a compreensão das restantes vistas de forma interpretar mais eficazmente a geometria da articulação para obter um modelo CAD o mais fiel possível. Nas seguintes imagens encontra-se identificada a lesão nas três diferentes vistas da TAC:

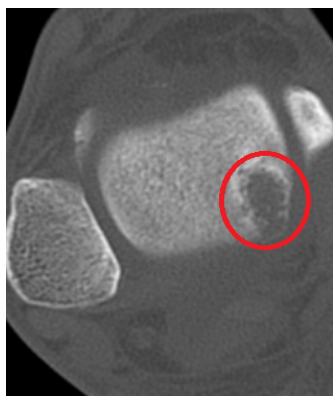


Figura 21 - Vista axial da LOT



Figura 22 - Vista sagital da LOT



Figura 23 - Vista coronal da LOT

4.2 Reconstrução das estruturas ósseas

Para a reconstrução 3D foi utilizado o *ScanIP* da *Simpleware*. Trata-se de um *software* que permite a reestruturação das diferentes secções da TAC num modelo 3D adequado para o processamento de imagiologia médica e a sua exportação para modelos CAD, análise de elementos finitos ou, caso seja necessário, impressão 3D.

O programa utilizado consiste na utilização de máscaras para identificação das estruturas ósseas em cada secção- Ou seja, onde existirem ossos, os pixéis serão mais claros (terão um valor de intensidade superior) do que os restantes. No entanto, todas as TAC são diferentes e por isso é o utilizador a decidir a partir de que valor o pixel é considerado como pertencente a uma estrutura óssea.

No caso da TAC utilizada, o valor mínimo para a deteção de estruturas ósseas foi 110, sendo que o máximo é 255 [81], que é o valor correspondente a um pixel branco. Os valores são obtidos através de tentativa e erro, pelo que este tipo de análise causa certos problemas. Neste caso, os problemas foram a dificuldade em obter as fronteiras entre as estruturas ósseas e a área envolvente, e também as grandes variações dimensionais nos ossos longos. A metodologia utilizada para a resolução destas dificuldades e obtenção das máscaras finais será descrita seguidamente:

1. Foram criadas quatro máscaras (tantas quanto os ossos envolvidos na articulação);
2. Utilizando a ferramenta *Paint* e as operações booleanas disponibilizadas pelo *software*, atribuiu-se a cada máscara um determinado osso;
3. Preencheu-se a lesão osteocondral existente, assim como as restantes cavidades e fronteiras não detetadas, pelo intervalo de pixéis definido inicialmente;
4. Após a etapa anterior, verificou-se que as diferenças dimensionais entre os ossos longos eram muito acentuadas, pelo que se optou por criar um *resampling* de forma a obter um maior número de secções diminuindo, dessa forma, a diferença de dimensões entre cada *slide/imagem*;
5. Aplicou-se um filtro morfológico de “fecho” de forma a preencher pequenas cavidades não preenchidas e também suavizar as superfícies;
6. A etapa seguinte foi a aplicação de um filtro recursivo gaussiano cujo objetivo é a suavização das superfícies. A aplicação de um filtro gaussiano requer a definição de uma dimensão para o *kernel* e, por esse motivo, foram experimentadas diversas dimensões tendo-se concluído que o *kernel* mais indicado era de 1,6mm nas três diferentes dimensões;
7. Após a aplicação do filtro procedeu-se à exportação das diferentes partes individualmente, em ficheiros do tipo *stereolithography* (STL), de forma a serem importados por *softwares* CAD.

A Figura 24 representa a comparação entre máscaras obtidas em *ScanIP* antes (à esquerda) e depois (à direita) de serem refinadas manualmente. Como se pode verificar foi necessária a aplicação de tratamento manual nas máscaras de forma a obter modelos sem cavidades e similares às estruturas ósseas em estudo.

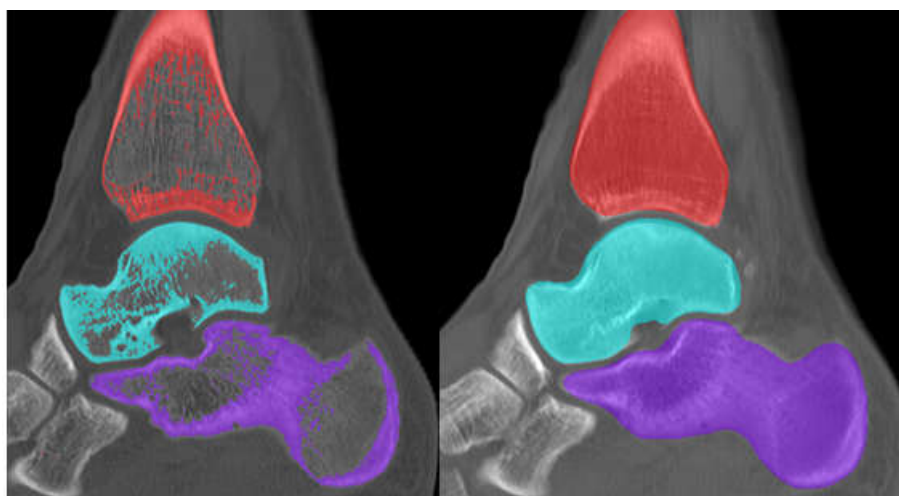


Figura 24 - Comparação entre máscara antes (esquerda) e após (direita) tratamento manual

Na Figura 25 é possível verificar as diferenças entre um modelo em que não foi aplicado qualquer filtro de suavização e um modelo em que foi aplicado um filtro gaussiano recursivo.

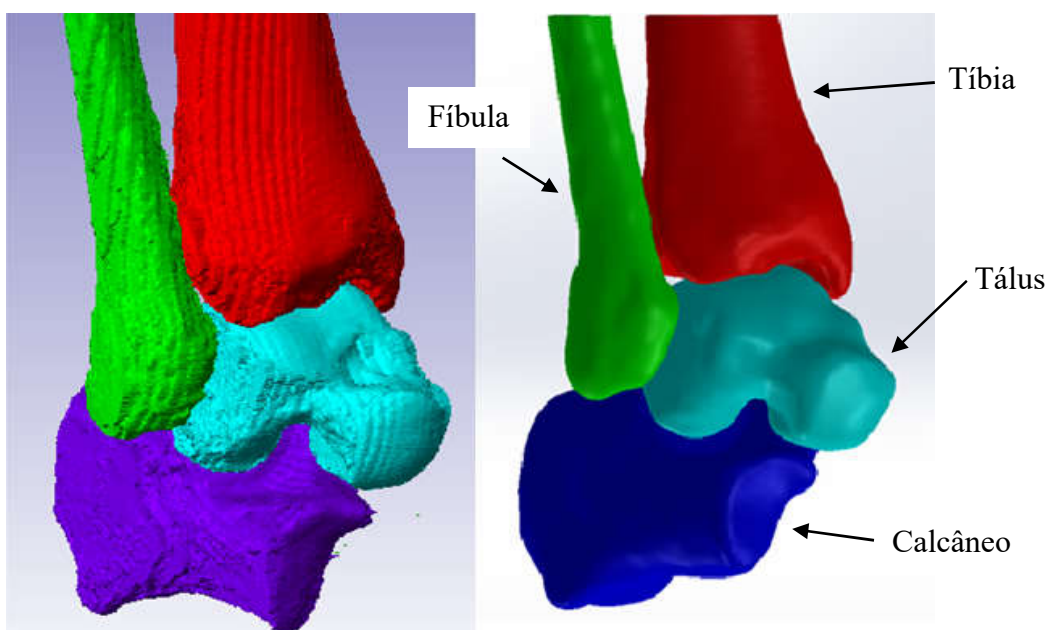


Figura 25 - Antes (esquerda) e depois (direita) da aplicação do filtro gaussiano recursivo

Como se pode ver, apenas as superfícies em que não existe uma grande variação dimensional entre cada slide apresentam uma boa qualidade pré aplicação de filtro gaussiano. Um exemplo de uma destas superfícies é a superfície superior do tálus, que se apresenta bastante lisa, mesmo antes da aplicação do filtro. Já no caso da fíbula verifica-se exatamente o oposto, sendo que o acabamento da superfície é de baixa qualidade.

Após obter os ossos exteriores preenchidos, procedeu-se à obtenção da parte esponjosa do osso. Esta parte possui propriedades mecânicas diferentes do osso cortical, sendo por isso importante a sua caracterização para os ensaios numéricos que serão efetuados com o modelo desenvolvido.

O osso esponjoso é menos denso do que o osso cortical, pelo que para a obtenção da parte esponjosa do osso foi alterado o intervalo (*threshold*) no valor dos pixéis para valores inferiores, de forma a obter pixéis mais escuros, que correspondem ao tipo de osso pretendido. No entanto, para esta etapa, foi requerida uma maior intervenção manual, sendo necessário alterar o *threshold* múltiplas vezes, de forma a tentar otimizar o número de pixéis corretos obtidos em relação ao ruído. Foi por isso inevitável eliminar manualmente uma parte considerável de ruído que não foi possível remover com a utilização de filtros.

Após a reconstrução das partes esponjosas dos ossos, procedeu-se à aplicação de um filtro gaussiano (com as mesmas características do filtro gaussiano aplicado nas máscaras dos ossos preenchidos), para suavizar a superfície e evitar grandes variações dimensionais de slide para slide.

A Figura 26 mostra as diferenças nas máscaras em que se identificou o osso integral (caso da imagem da esquerda, em que toda a área da tíbia e da fíbula está marcada) e nas máscaras em que se identifica apenas o osso esponjoso (caso da imagem da direita, em que apenas a parte esponjosa dos ossos está assinalada). É importante notar que a imagem foi obtida a partir de uma vista axial, e não na vista sagital.

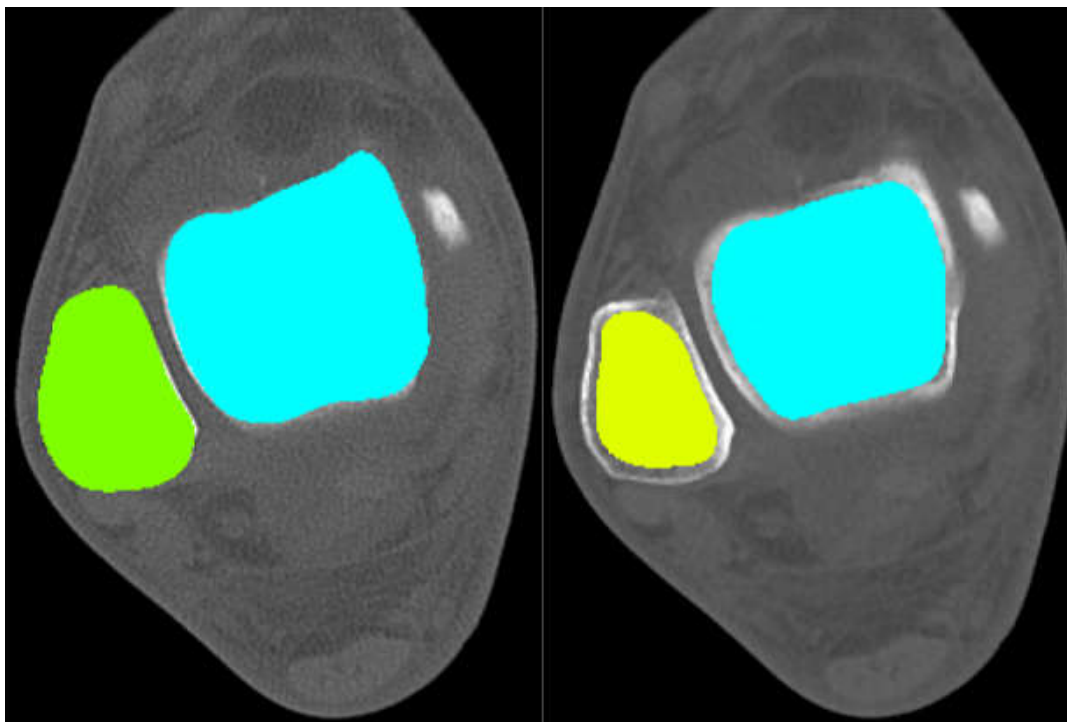


Figura 26 - Diferenças entre as mascaras de osso total (esquerda) e osso esponjoso em vista axial (direita)

4.3 Modelo ósseo completo

Após a conclusão das reconstruções 3D os modelos criados em *ScanIP* foram exportados em formato STL e guardados em ficheiros nativos de *SolidWorks*, a partir dos quais, através de operações booleanas e utilizando os dois modelos, será obtido o modelo do osso final: o osso composto por osso cortical e esponjoso.

Na Figura 27 é apresentado um corte em que se pode ver um exemplo do modelo da fíbula final, sendo que o verde mais claro corresponde à parte cortical do osso e o verde mais escuro corresponde à parte esponjosa. Devido à dificuldade em obter o osso esponjoso, devido à sua densidade variável, optou-se por diminuir ligeiramente a sua dimensão, de forma a evitar zonas em que o osso esponjoso se pudesse sobrepor ao osso cortical, reduzindo excessivamente a espessura ou mesmo furando o osso cortical.

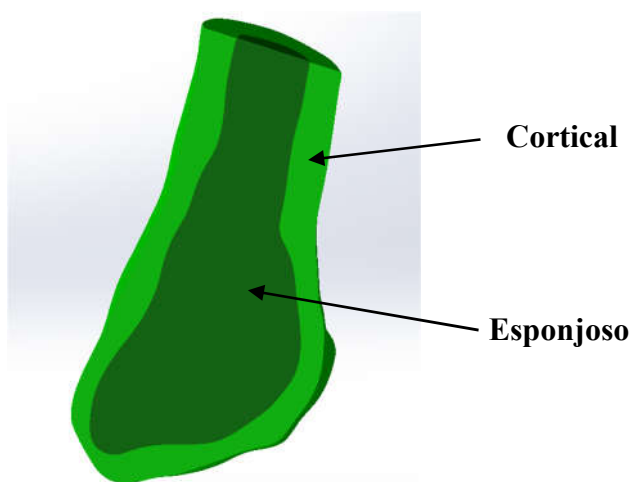


Figura 27 - Exemplo do modelo final da fíbula

Após a criação dos modelos finais dos ossos, procedeu-se à montagem da articulação no ambiente *Assembly* do *SolidWorks*. Este processo foi simples porque os diferentes ossos foram

criados com o mesmo sistema de coordenadas, estando por isso posicionados corretamente uns em relação aos outros. O facto de não ser necessário corrigir manualmente o posicionamento dos ossos faz com que não sejam introduzidos erros sistemáticos, que afetariam futuramente os ensaios numéricos.

A Figura 28 apresenta a montagem final da articulação completa e a etapa seguinte consiste no desenvolvimento de cartilagens entre os diferentes ossos da articulação, de forma a aproximar o modelo o mais possível da realidade.

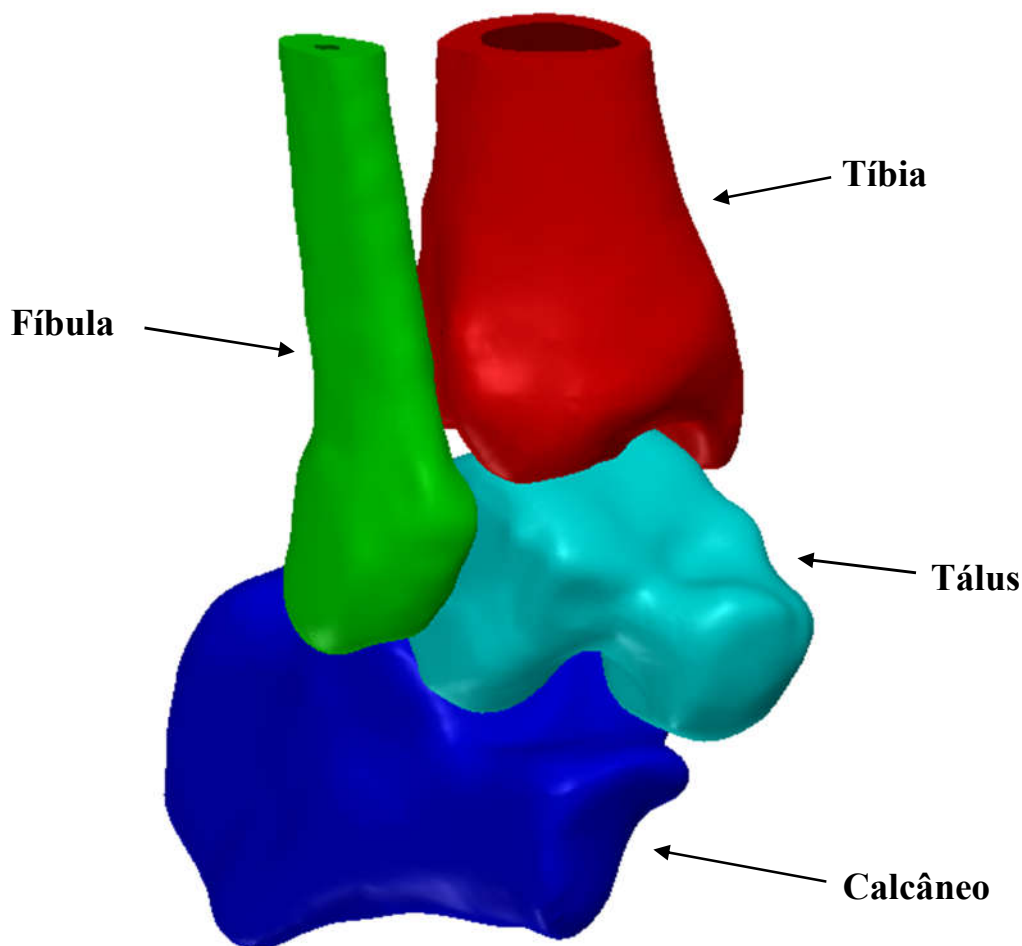


Figura 28 - Conjunto dos componentes ósseos da articulação tibiotársica

4.4 Modelação de cartilagens

Nesta etapa é necessário proceder à modelação das cartilagens e, para esse efeito, serão estudados dois métodos diferentes para o desenvolvimento das cartilagens da fíbula, tálus e tíbia, de forma a perceber se os resultados são similares e se ambos os métodos podem ser utilizados.

Os métodos para modelação de cartilagens são os seguintes:

- Desenvolvimento de cartilagem utilizando o *ScanIP*;
- Desenvolvimento de cartilagens utilizando o *SolidWorks*.

4.4.1 Desenvolvimento de cartilagens utilizando o *ScanIP*

Este método, apesar de ser inteiramente manual, é o que apresenta um melhor aspeto estético e também uma zona de contacto uniforme e total tendo, no entanto, algumas desvantagens das quais

se sublinha a impossibilidade de ajuste da posição do tálus em dorsiflexão ou flexão plantar sem alterar a sua morfologia, podendo pôr em causa a validade dos resultados obtidos e reduzir a exatidão geométrica da cartilagem por ser criada manualmente.

Para a criação de cartilagens em *ScanIP* é necessária a criação de um número de máscaras igual ao número de cartilagens, de forma a revestir as superfícies do tálus que estarão em contacto com outras superfícies ósseas. Esta máscara é desenvolvida em excesso e, posteriormente, o material excedente é subtraído utilizando ferramentas booleanas. A sua espessura final será a distância entre as diferentes superfícies ósseas. Na Figura 29 é possível verificar o processo de criação de cartilagem.



Figura 29 - Criação de cartilagens em *ScanIP*

Após a criação da cartilagem são aplicados filtros para a suavização da superfície dando à cartilagem uma morfologia mais orgânica. A partir deste método foram criadas cartilagens entre a tíbia, a fíbula e o tálus e também entre o tálus e o calcâneo: o modelo é apresentado na Figura 30.

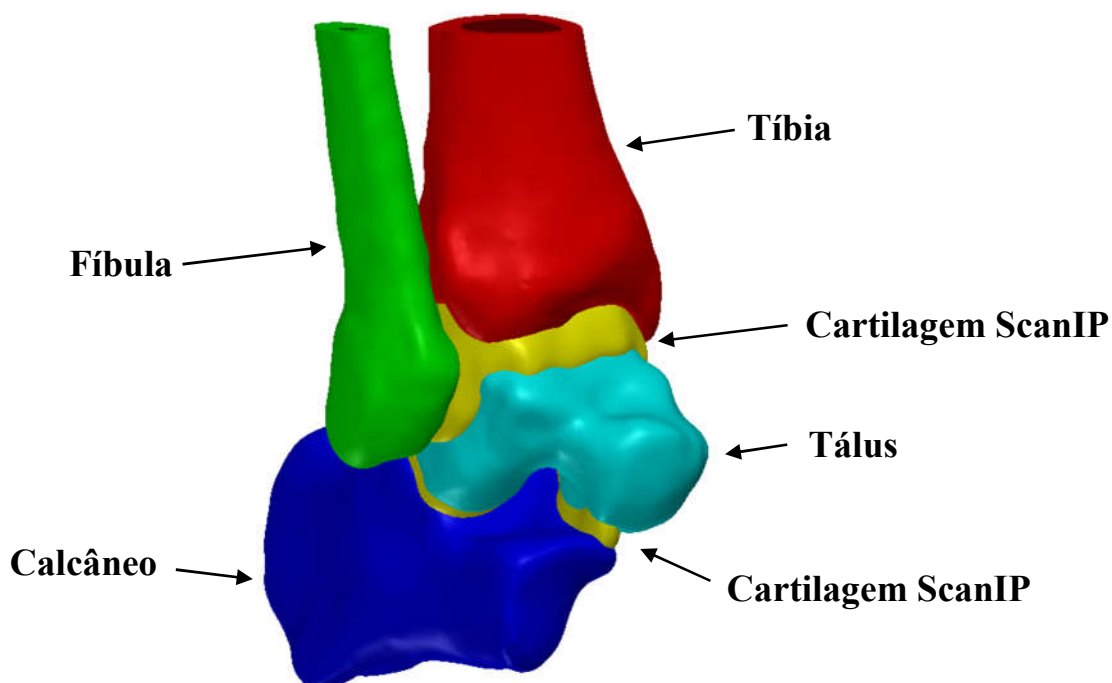


Figura 30 - Modelo final com cartilagens criadas em *ScanIP*

4.4.2 Desenvolvimento de cartilagens utilizando o *SolidWorks*

Para o método de desenvolvimento de cartilagens em *SolidWorks* foram utilizadas superfícies ósseas para a criação de *offsets*, partindo assim do pressuposto correto que existe

cartilagem a revestir cada superfície óssea. No entanto, este método requer um maior conhecimento das ferramentas disponibilizadas pelo *software* assim como da anatomia da articulação, pelo que em primeiro lugar foram consultadas as imagens médicas fornecidas.

Apesar da maior dificuldade na utilização deste método, são esperados resultados mais corretos, devido a ser uma reconstrução mais fiel em relação à realidade da articulação.

Antes de iniciar o desenvolvimento das cartilagens, foi necessária a visualização de imagens RM para a verificação geométrica das cartilagens presentes na articulação do tornozelo. Pode-se visualizar um segmento da RM na Figura 31. É de notar que, ao contrário da TAC, que apenas mostra os tecidos mais densos, as RM apresentam os tecidos moles em níveis de cinzento mais claro.

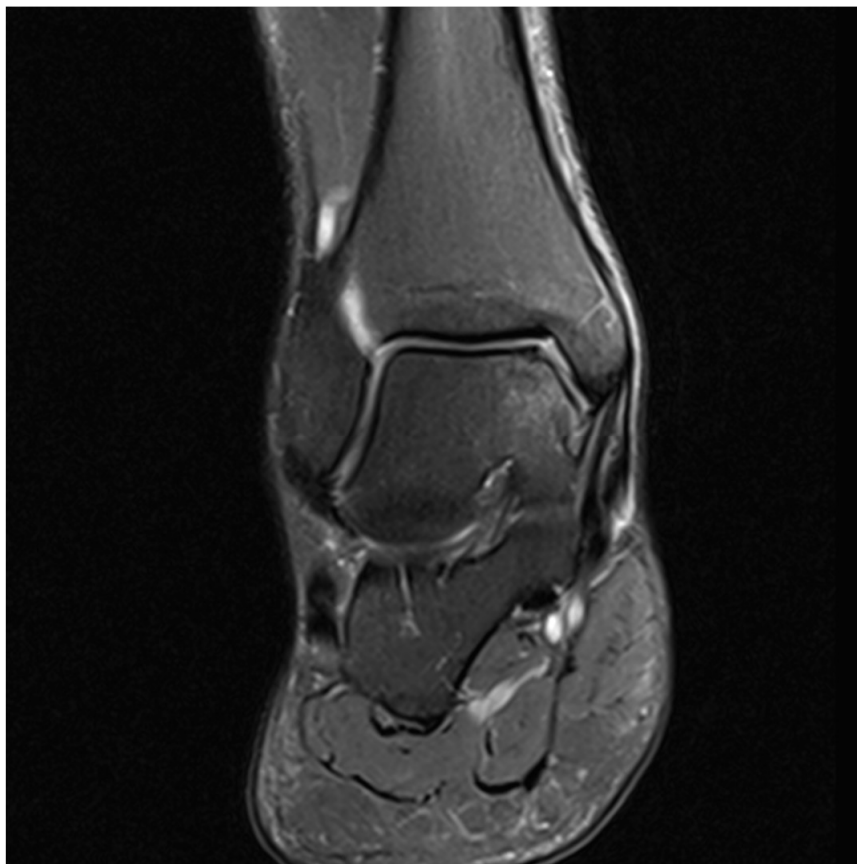


Figura 31 - Vista coronal de uma Ressonância Magnética ao Tornozelo

A TAC (Figura 32) foi utilizada para a medição das distâncias entre as diferentes superfícies ósseas de forma a estimar a espessura a atribuir às diferentes cartilagens modeladas e também à validação do modelo 3D obtido anteriormente.



Figura 32 - Análise da distância entre as superfícies ósseas a partir de TAC coronal

A partir da análise da TAC verificou-se que existe uma pequena variação da espessura entre as superfícies de contacto ósseas. Optou-se por definir um valor médio para atribuir às cartilagens, pelo que foi atribuído um valor de 1,4mm ao *offset* de cada cartilagem de forma a totalizar os 2,8mm e ainda deixar 0,6mm de distância entre as duas cartilagens, totalizando os 3,4mm apresentados na Figura 32. De notar que este valor é variável consoante a zona de articulação. Os valores atribuídos à espessura da cartilagem do tálus foram confirmados num estudo realizado por Athanasiou et al [82] o qual refere que a espessura da cartilagem é dependente da zona e a zona mais espessa teria 1,45mm.

Na Figura 33 é possível visualizar a tíbia juntamente com a respetiva cartilagem obtida através da cópia da superfície da plataforma tibial (*offset*). É de notar que a cartilagem foi criada apenas a partir de superfícies da tíbia que estão em contacto com o tálus.

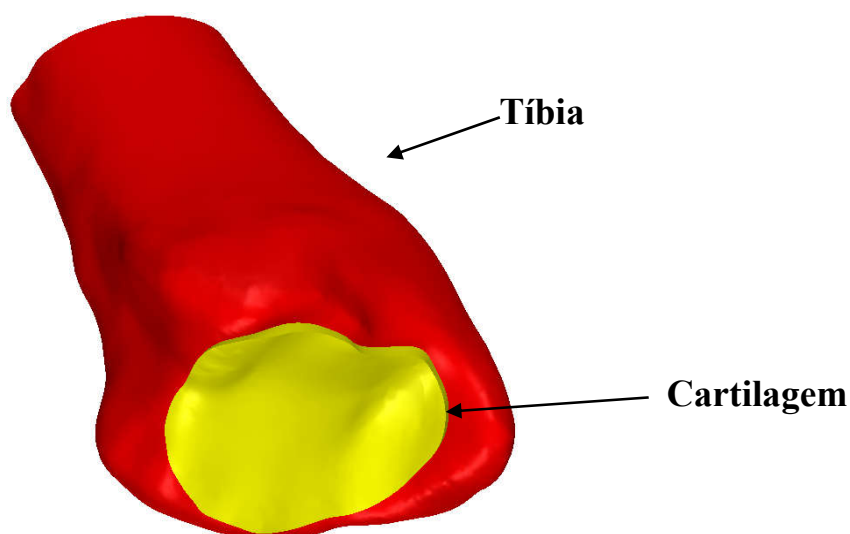


Figura 33 – Tibia (vermelho) e respetiva cartilagem (amarelo)

Apenas as cartilagens da tíbia, tálus e fíbula foram criadas desta forma. No caso da cartilagem entre o calcâneo e o tálus, optou-se por manter as cartilagens tal como foram obtidas pelo

método anterior em *ScanIP*, isto porque a ligação entre o tálus e o calcâneo não é o objetivo deste estudo e, por outro lado, as cartilagens obtidas anteriormente apresentam qualidade suficiente para permanecerem para trabalhos posteriores.

O resultado final é apresentado na Figura 34.

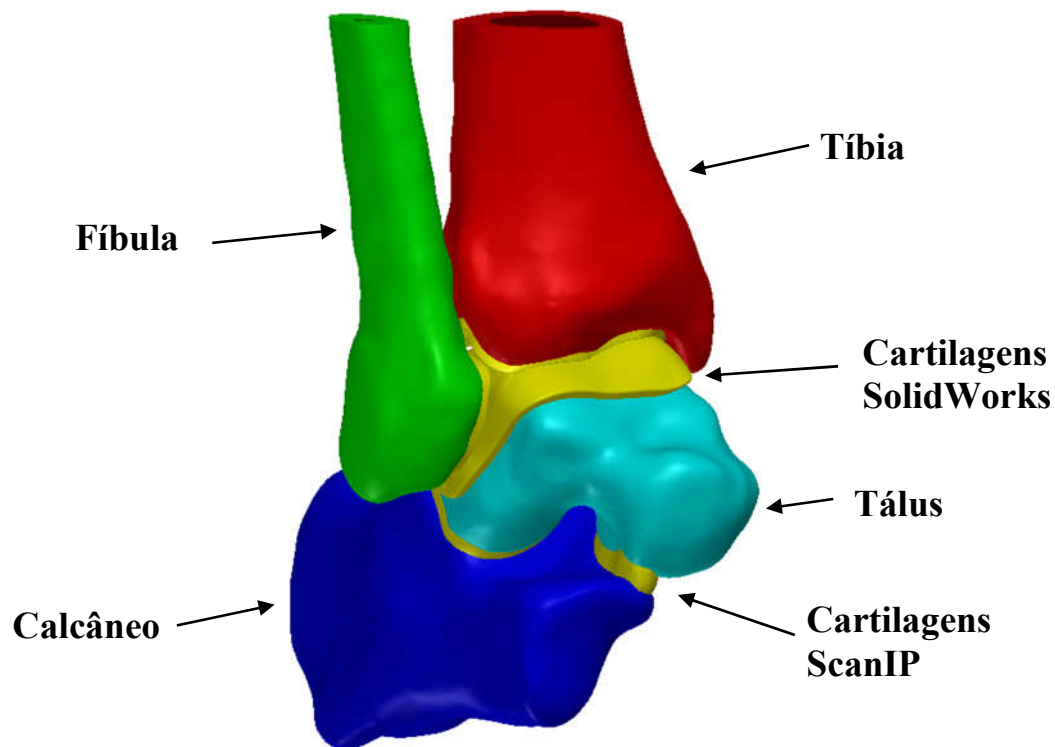


Figura 34 - Reconstrução 3D da articulação do tornozelo

Na Figura 35 pode-se comparar o modelo obtido (esquerda) com uma RM (direita): de notar que as secções apresentadas não são exatamente as mesmas, e que existirão sempre diferenças entre os modelos CAD e as TAC ou RM, devido às necessidades de ligação e montagem dos diferentes slides e, especialmente, devido à necessidade de aplicação de filtros para a suavização das superfícies ósseas.

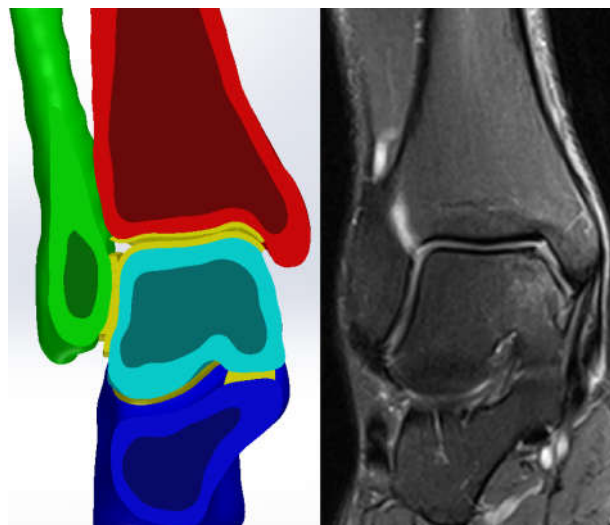


Figura 35 - Corte frontal para comparação entre o CAD e a RM

5 Estudos experimentais

Apesar de ser um dos métodos mais utilizados para obter resultados credíveis de uma forma rápida, eficaz e pouco dispendiosa, os estudos numéricos possuem limitações, enaltecendo a importância de, sempre que possível, validar os resultados obtidos através da realização de estudos experimentais.

É importante ter em consideração que é necessário efetuar alterações no modelo de forma a tornar possível a sua implementação num *Setup* experimental. Esses procedimentos serão explicados seguidamente.

5.1 Processo de obtenção de modelos físicos

Para a criação dos modelos físicos, é preciso:

- Modificar o modelo CAD obtido anteriormente, de forma a torná-lo passível de ser ensaiado;
- Utilizar processos de prototipagem rápida de forma a obter os componentes físicos;
- Realizar os acabamentos necessários;
- Montar o modelo;
- Realizar os estudos experimentais;
- Análise de resultados;

O objetivo da criação de um modelo experimental é comparar os resultados obtidos nos diferentes modelos de forma a validar o modelo numérico utilizado.

5.2 Conceção de modelo experimental

Uma das maiores dificuldades deste tipo de estudos é a dificuldade na recriação física de modelos virtuais, uma vez que utilizando um modelo numérico não existe a preocupação no posicionamento dos diferentes componentes da articulação, devido a já estarem posicionados aquando da criação do *assembly* final. No caso da criação de um *setup* experimental, é necessário ter em consideração que o sucesso dos resultados obtidos está diretamente relacionado com o correto posicionamento dos diferentes componentes envolvidos e, por esse motivo, foram criadas “ferramentas” de forma a auxiliar nesse processo.

Na Figura 36 serão apresentados os diferentes componentes assim como as alterações realizadas em CAD e a sua explicação.

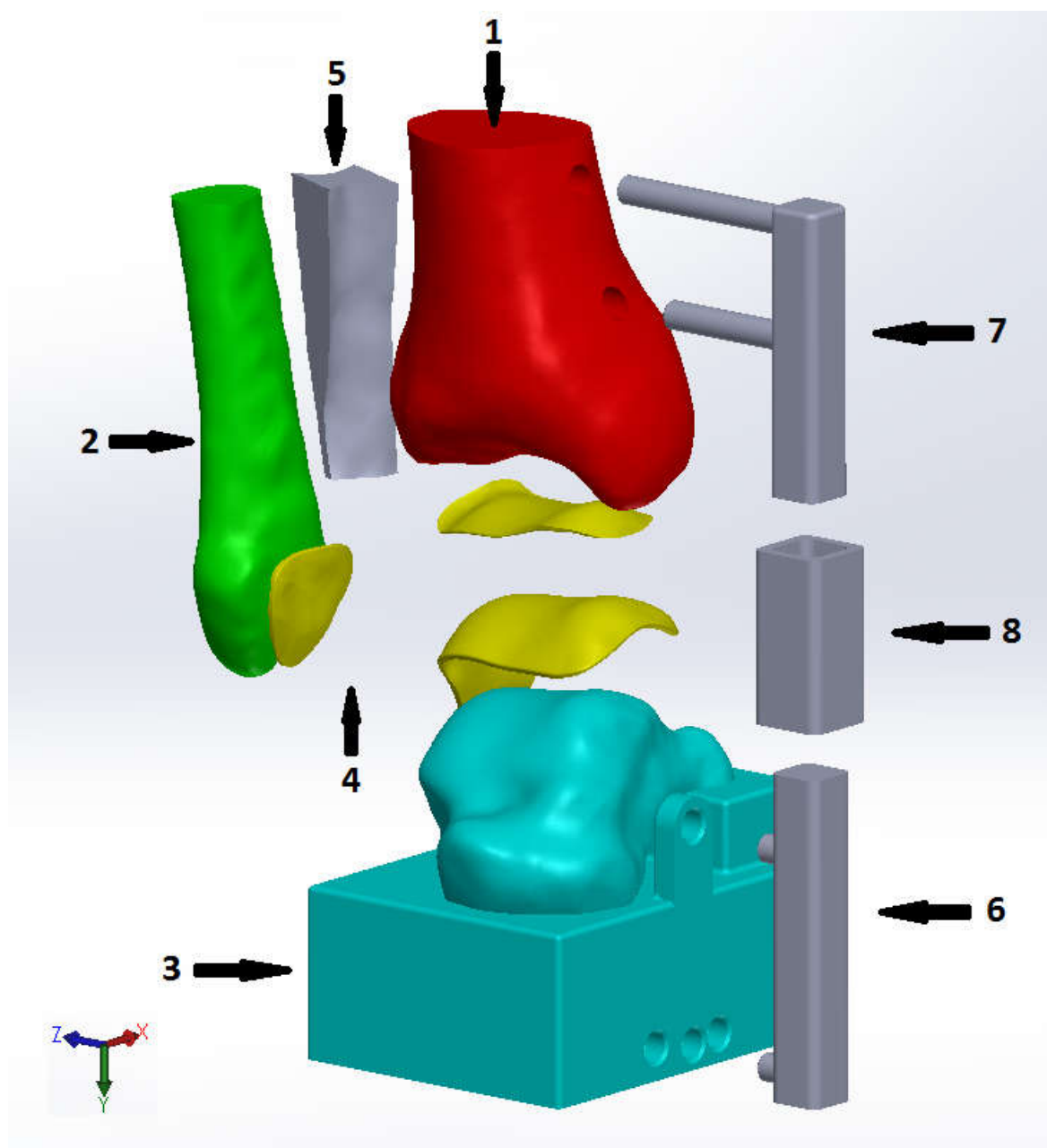


Figura 36 - Componentes e alterações realizadas em CAD para implementação de setup experimental

Como se pode verificar, o *Setup* apresentado na figura anterior é diferente do *Setup* utilizado para os ensaios numéricos. Seguidamente procede-se à análise individual de cada elemento.

A tibia (Figura 37) encontra-se identificada na figura com o número 1. Este componente corresponde à tibia utilizada anteriormente, no entanto, para efeitos experimentais, assume-se que todo o osso é sólido, ignorando o componente esponjoso do osso. A única alteração a ser efetuada no osso é a criação de dois furos na sua superfície medial. O objetivo destes furos é obter o correto posicionamento através da utilização de um posicionador, como será descrito seguidamente.

O formato da fíbula (Figura 38) utilizada (identificada na figura com o número 2) é o mesmo do utilizado anteriormente, tendo também sido retirada a porção esponjosa do osso e, tal como no caso da tibia, assume-se todo o osso como sólido.

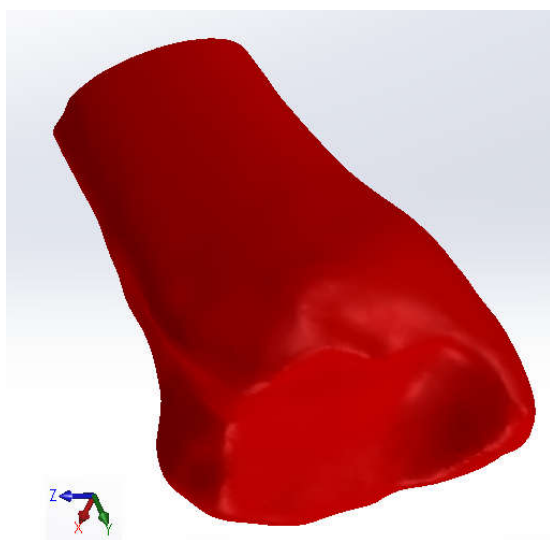


Figura 37 - Modelo CAD de tíbia a utilizar no setup experimental



Figura 38 - Modelo CAD de fibula a utilizar no setup experimental

No presente estudo, a articulação subtalar possui apenas um papel secundário e, visto ser difícil a fixação entre o tálus (que se encontra identificado na figura com o número 4) e o calcâneo em contexto de ensaio experimental, optou-se por ignorar o calcâneo e fundir uma base de apoio juntamente com o tálus (Figura 39). A base, além de permitir o apoio da articulação em posição neutra, permite também o ajuste da articulação para a posição de flexão plantar num ângulo de 15° e a dorsiflexão para um ângulo de 10° através dos furos apresentados na face medial. Pode-se verificar que na face medial do apoio, se encontram quatro furos diferentes: o furo superior consiste no eixo de rotação da articulação, os furos inferiores consistem nos pontos correspondentes à posição de flexão plantar e dorsiflexão da articulação como definido nos ensaios numéricos.

Na sua face inferior possui também furos que permitem a fixação de rampas de ajuste para as diferentes posições da articulação, como será apresentado seguidamente.

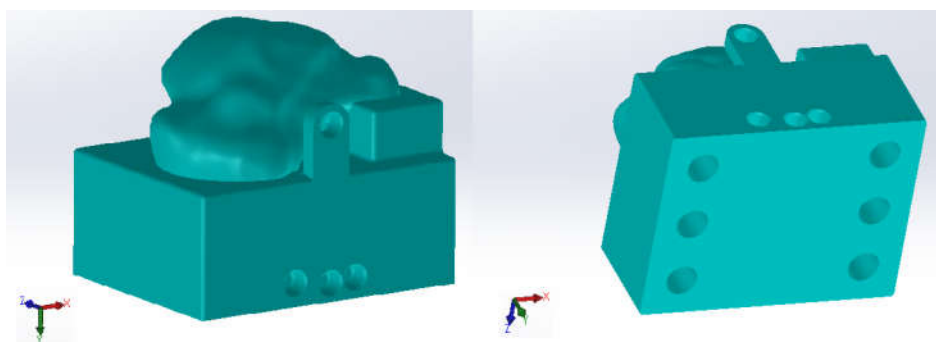


Figura 39 - Modelo CAD de tálus e respetivo apoio a utilizar no setup experimental
Esquerda: Vista geral; Direita: Detalhes de fixação.

As cartilagens mantêm-se inalteradas face aos ensaios numéricos, no entanto a sua baixa espessura irá requerer um processo de fabrico específico, distinto dos restantes componentes do modelo.

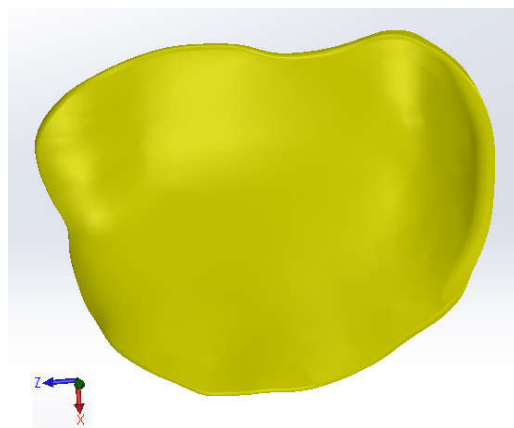


Figura 40 - Modelo CAD da cartilagem da tíbia a utilizar no setup experimental

O ligamento entre a tíbia e a fíbula (identificado na Figura 36 com o número 5), tal como no ensaio experimental, mantém-se inalterado, sendo o seu principal objetivo fazer a ligação entre a tíbia e a fíbula.

O seletor de posição (identificada na Figura 36 com o número 6) visa orientar a posição da articulação através dos seus dois pinos. O pino superior consiste no eixo de rotação da tíbia, o pino inferior tem a função de posicionar a articulação através dos furos no apoio/tálus.

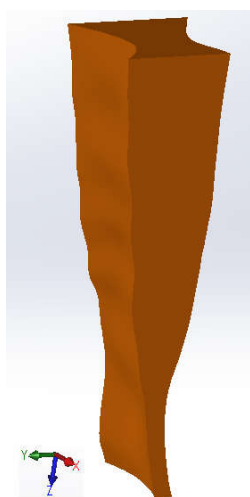


Figura 41 - Modelo CAD do ligamento tíbia-fíbula a utilizar no setup experimental

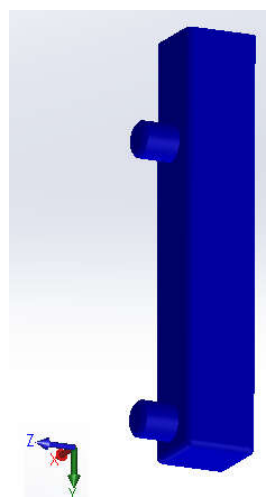


Figura 42 - Modelo CAD do seletor de posição a utilizar no setup experimental

O posicionador da tíbia (identificado na Figura 36 com o número 7) tem a função de garantir a posição correta da tíbia nos diferentes eixos a qual é desempenhada pelas duas garras agregadas ao componente. As garras foram dimensionadas de forma a adaptarem-se à tíbia quando a mesma se encontra na posição correta por forma a garantir o correto posicionamento da articulação já que é um aspeto crucial para a obtenção de resultados credíveis.

O objetivo do articulador seletor-posicionador (identificado na figura com o número 8) é articular o componente 6 e 7 permitindo, no entanto, o movimento axial ao longo da tíbia, de forma a contrabalançar os possíveis erros dimensionais dos componentes uma vez que se encontram bastante próximos.

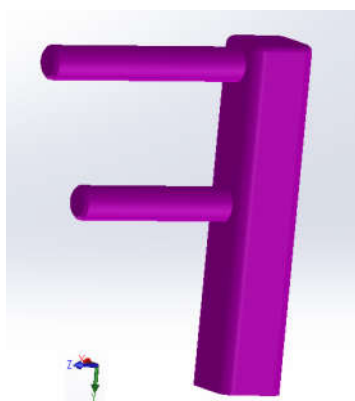


Figura 43 - Modelo CAD do posicionador da tíbia a utilizar no setup experimental

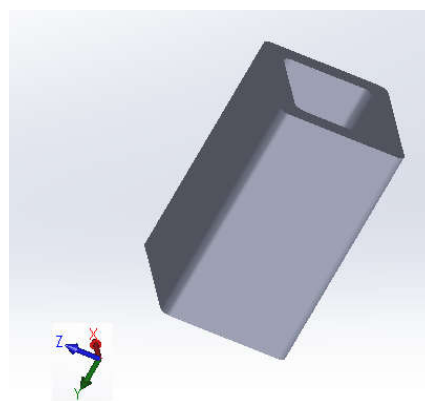


Figura 44 - Modelo CAD do articulador seletor-posicionador a utilizar no setup experimental

No caso de a articulação estar posicionada em 15° de flexão plantar, é necessária a existência de um componente cuja função seja a recolocação da tíbia na posição vertical, de forma a colocar carga axial sobre a mesma. Este objetivo é conseguido através da criação de uma rampa com a inclinação necessária para compensar a posição da articulação. A sua fixação ao componente do tálus é feita através de três pinos cónicos que serão encaixados nos furos correspondentes do componente do tálus.

Serão também efetuados ensaios com a articulação em dorsiflexão de 10° tendo por isso sido necessário criar outra rampa com um ângulo de 10° que utiliza o mesmo sistema de fixação.

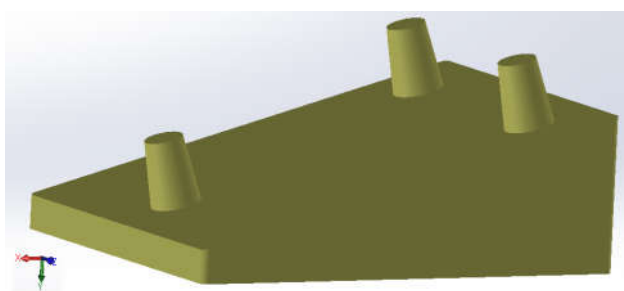


Figura 45 - Modelo CAD da rampa 15° a utilizar no setup experimental

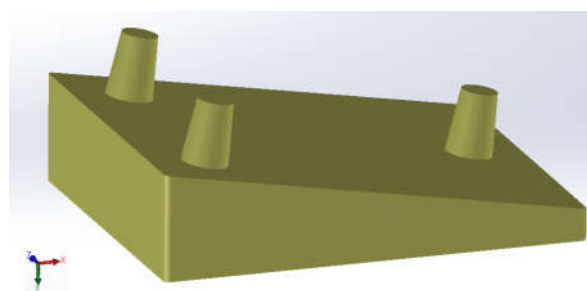


Figura 46 - Modelo CAD da rampa 10° a utilizar no setup experimental

5.3 Processo de fabrico dos componentes experimentais

Apesar de todos os modelos terem sido criados e desenvolvidos em *SolidWorks*, o seu processo de fabrico será diferente de acordo com as respetivas propriedades previstas e funções.

Para estes componentes serão utilizados dois métodos de prototipagem rápida diferentes:

- Modelação por deposição de material fundido (FDM);
- *Polyjet*®.

O processo FDM permite a criação de estruturas complexas de uma forma relativamente rápida e simples, garantindo uma boa aproximação às características mecânicas dos componentes a imprimir. Este processo de fabrico consiste na fusão de um filamento polimérico que será depositado camada a camada até à obtenção do modelo final.

O material utilizado neste tipo de impressão 3D é o PLA (poliácido láctico), que apresenta um módulo de *Young* de 3500MPa e um coeficiente de *Poisson* de 0,36 [83].

Os componentes a serem fabricados através deste método, serão os componentes ósseos, assim como os seus posicionadores e o ligamento entre a tíbia e a fíbula.

O maior problema neste processo é a dificuldade em garantir bons acabamentos e as tolerâncias dimensionais requeridas em detalhes como furos ou entalhes, sendo por vezes necessário utilizar processos de maquinação para garantir as dimensões destes detalhes.

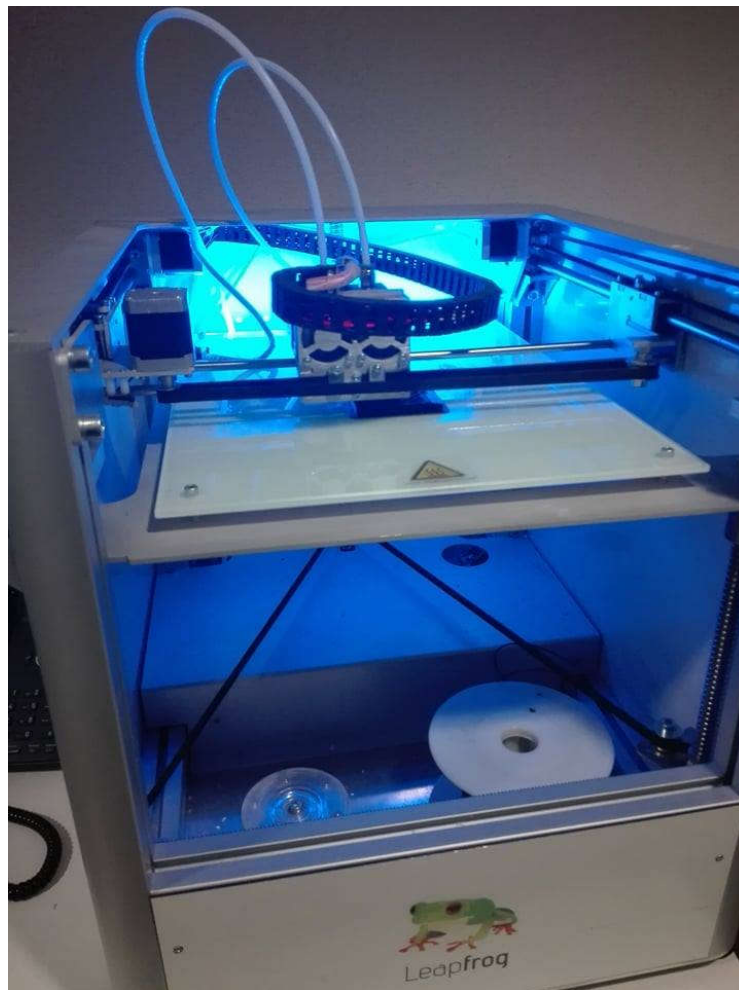


Figura 47 - Impressão 3D da Rampa 15°

Devido ao acabamento de qualidade inferior, foi necessário utilizar uma lixa com grão fino para suavizar as superfícies dos objetos imprimidos.

A tecnologia *PolyJet* (Figura 48) é uma tecnologia de prototipagem rápida que utiliza fotopolímeros líquidos que endurecem com exposição a um raio laser ultravioleta. Este método é capaz de produzir peças complexas com acabamentos suaves e precisos utilizando uma grande gama de materiais e oferece uma precisão de $0,016\text{mm}$ [81].



Figura 48 - Máquina de impressão PolyJet [84]

As únicas peças a serem fabricadas na tecnologia *PolyJet* são as cartilagens, visto possuírem propriedades mecânicas específicas, com módulos de elasticidade muito baixos, comportamentos muito dúcteis, espessuras muito reduzidas e geometrias bastante complexas que não são possíveis de implementar através de outro processo de fabrico.

O material no qual as cartilagens são imprimidas tem a designação de “Tango Black Plus FLX980” e possui um módulo de *Young* entre 0,8 e 1,5 MPa de acordo com o fabricante [84]. No entanto, devido às características muito dúcteis do material, existe a possibilidade deste valor ser diferente de acordo com a espessura do objeto em análise, pelo que se optou por obter três provetes cilíndricos com 20mm de diâmetro e com 1mm, 1,5mm e 2mm de espessura, de forma a verificar se existem variações no módulo de *Young* obtido em laboratório. Os ensaios foram feitos à compressão como se pode observar na Figura 49.

Figura 49 - Setup para ensaio dos provetes

Foram ensaiadas espessuras de 1,5mm, 2mm, e 4,5mm com uma mesma velocidade de compressão de 1mm/min. Os valores obtidos para os diferentes módulos de *Young* podem ser consultados na Tabela 2.

Tabela 2 - Módulo de Young para diferentes espessuras do material

Espessura (mm)	1,5	2,0	4,5
Módulo de Young (MPa)	6,10	4,40	1,48

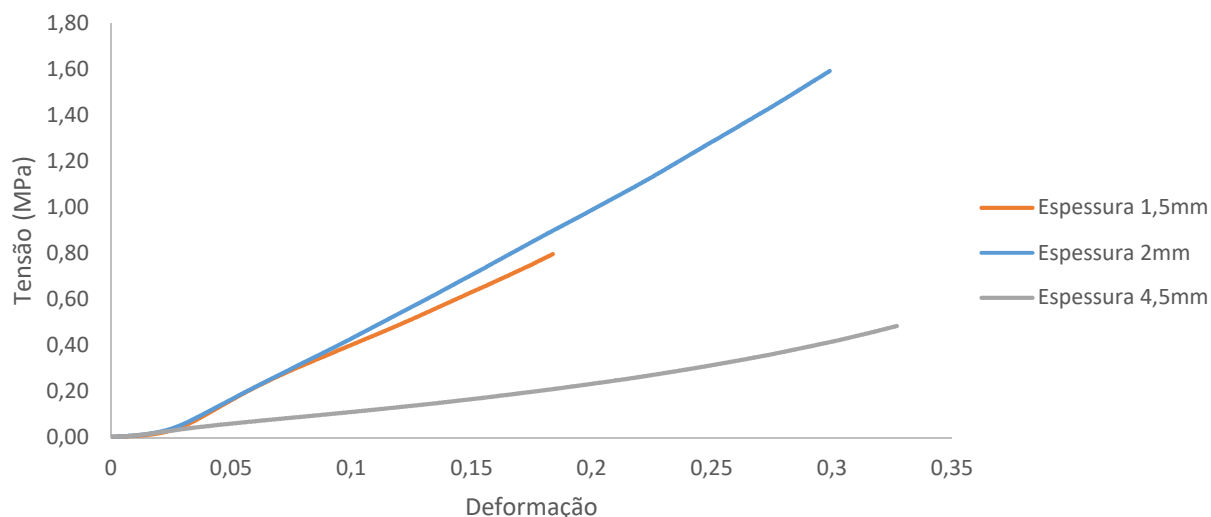


Figura 50 - Curva Tensão-Deformação da borracha com espessura de 2mm

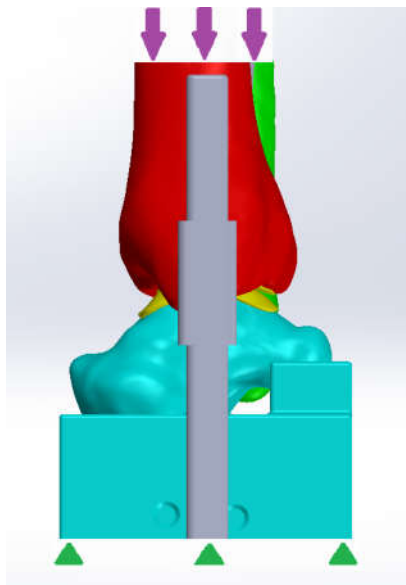
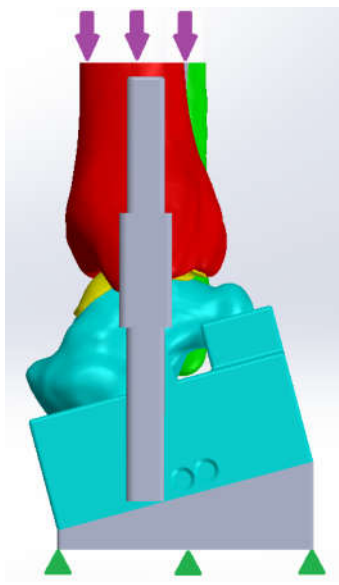
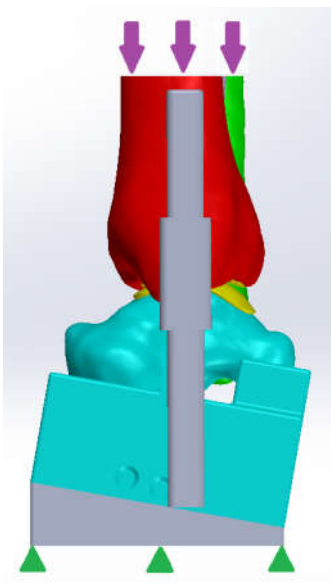
Como se pode verificar, existe uma forte relação entre o módulo de elasticidade e a espessura do provete, notando-se um menor módulo de elasticidade quanto maior a espessura: este é um fator que é necessário ter em atenção aquando da comparação entre os valores numéricos e experimentais.

5.4 Posicionamento da articulação em *setup* experimental

No presente estudo serão ensaiadas as mesmas três posições utilizadas nos ensaios numéricos.

O objetivo dos ensaios experimentais é a reprodução dos ensaios numéricos, ou seja, a articulação será testada à compressão para as diferentes posições da articulação. Observando a Tabela 3 verifica-se que, com a utilização das rampas e das restantes ferramentas, é possível garantir que a tíbia se encontrará na posição vertical nas diferentes posições, o que permite efetuar os ensaios em qualquer máquina de tensão uniaxial.

Tabela 3 - Vista lateral das diferentes posições da articulação no modelo experimental

Posição neutra	Posição flexão plantar (15°)	Posição dorsiflexão (10°)
		

5.5 Modelo experimental final





Neste subcapítulo é abordada a apresentação do modelo final assim como os problemas que ocorreram ao longo dos processos utilizados para a sua obtenção. Após o fabrico dos diferentes componentes enunciados anteriormente, procedeu-se à montagem do conjunto cujo resultado final pode ser visto na Figura 51.



Figura 51 - Assembly de modelo experimental final montado

Como se pode verificar pela observação das diferentes vistas presentes na Tabela 4, o modelo físico é bastante similar ao criado em *SolidWorks*, no entanto, ao longo dos diferentes processos para a sua obtenção surgiram alguns problemas que serão seguidamente enunciados seguidamente.

Tabela 4 - Diferentes vistas do setup experimental

Vista frontal	Vista lateral	Vista medial	Vista de trás
			

A maioria das partes deste conjunto foram montadas com recurso a ferramentas de posicionamento, no entanto, foi necessário utilizar cola para a montagem das cartilagens e para garantir o posicionamento da fíbula em relação à tíbia, como se pode ver na Figura 52 e Figura 53 respetivamente.



Figura 52 - Detalhe da cartilagem da tíbia e da fíbula







Figura 53 - Detalhe do ligamento entre a tíbia e a fíbula

As cartilagens da tíbia e da fíbula foram fixadas utilizando uma pequena quantidade de cola, para afetar o menos possível as características mecânicas da região em análise.

A única cartilagem que não é colada integralmente ao respectivo osso é a cartilagem do tálus, isto porque é preciso criar os danos de diferentes dimensões na cartilagem. A vista superior da cartilagem em posição final com os diferentes danos pode ser vista na Tabela 5.

Tabela 5 - Vista superior da cartilagem do tálus com e sem os diferentes danos

Sem dano	Dano 10mm	Dano 15mm	Dano 20mm
			

De notar que apenas serão realizados ensaios experimentais para a cartilagem nativa e cartilagem com dano de 10mm.

A implementação de um modelo experimental para a recriação de uma articulação é sempre um processo complexo. Seguidamente são enunciados alguns problemas associados à obtenção deste modelo assim como as soluções empregues para os resolver:

- Baixa precisão dimensional no processo de fabrico por FDM

O modelo utilizado é um modelo de pequenas dimensões, o que obriga a que os elementos de encaixe como pinos e furos sejam de pequenas dimensões, sendo difícil garantir uma boa tolerância dimensional nas peças obtidas. A solução obtida consistiu na criação de uma folga de 0,5mm entre os pinos e os furos.

- Impossibilidade de impressão de peças de grande dimensão

Este problema foi causado por uma questão de transferência de dados entre o computador e a impressora 3D que resultou numa incapacidade de impressão de peças com um tempo de fabrico superior a cerca de seis horas. A solução utilizada foi a divisão das peças de grandes

dimensões em partes de menores dimensões, imprimir individualmente e por fim colá-las. De notar que se teve o cuidado de dividir as peças em zonas tanto quanto possível distantes das zonas de intersecção entre os diferentes ossos, pelo que não se espera que influencie os resultados obtidos apesar de ter uma influência negativa na estética do modelo final.

5.6 Procedimento experimental

Apesar de se terem realizado quatro estudos numéricos correspondentes aos diferentes estados da cartilagem nas três diferentes posições da articulação, apenas serão realizados ensaios experimentais na cartilagem nativa e na cartilagem com dano de 10mm para as três diferentes posições da articulação.

As deformações no modelo experimental foram obtidas com recurso a duas rosetas de 1mm, fixadas utilizando cola e posicionadas em locais diferentes como se pode observar na Figura 54.

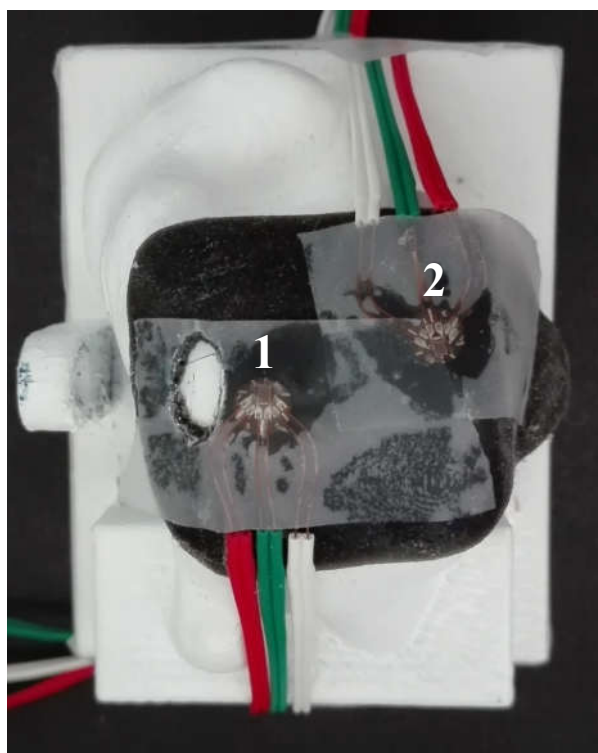


Figura 54 - Posicionamento das rosetas na cartilagem do tálus

Estas rosetas possuem três extensómetros com um ângulo de 45° entre cada um, de forma a ser possível o cálculo das deformações principais máximas e mínimas.

Foram escolhidas duas áreas distintas para a colocação das rosetas, devido às diferentes características dos locais onde foram colocados. A roseta 1 foi posicionada num local mais próximo da zona do dano e a roseta 2 foi posicionada num local mais afastado. Desta forma é possível avaliar as deformações em zonas distintas da cartilagem, para as diferentes posições e danos em análise.

Para os testes foi utilizada uma máquina de ensaios da marca *Shimatzu*, na qual foi definida uma velocidade de compressão de 1mm/min, partindo de um ponto de descompressão total. O objetivo é o aumento lento da força de compressão até atingir um valor de 150N que será mantido durante 10 segundos durante os quais são adquiridos os dados para o cálculo das deformações. Após este tempo a tensão é diminuída lentamente dando-se a descompressão das cartilagens. Após a descompressão estar completa aguarda-se um intervalo de 5-7 minutos até efetuar novo ensaio.

Optou-se por utilizar uma carga de $150N$ devido ao facto do material utilizado para simular a cartilagem ser extremamente dúctil e poder danificar os extensómetros ao ultrapassar o seu limite de deformação.

Figura 55 - Ensaio experimental com a articulação em posição de flexão plantar

As rosetas foram ligadas a um equipamento que utiliza a plataforma PXI da *National Instruments*, o que permitiu a interpretação e registo das micro deslocções em cada extensómetro as quais foram exportadas para ficheiros *Excel*.

Figura 56 - Software de interpretação e registo dos extensómetros

Para cada posição da articulação foram efetuados 7 ensaios e para cada um desses ensaios foram calculadas as deformações principais máximas e mínimas. A partir dos valores calculados seleccionaram-se os 4 ensaios com resultados mais semelhantes, efetuando-se uma média para obter os valores finais de deformação.

5.7 Resultados e discussão

O objetivo dos estudos experimentais é, para além da validação do modelo numérico, oferecer a possibilidade de comparar os diferentes estados da cartilagem nas distintas posições da articulação. Desta forma, foram realizados os ensaios nas diferentes posições e para as quais foram obtidas as deformações principais e, uma vez obtidas, foi criado o dano de 10mm. Os ensaios foram repetidos nas mesmas condições, assim como o tratamento dos dados obtidos.

Os resultados experimentais de deformações principais obtidos são apresentados na Tabela 6.

Tabela 6 - Deformações E_1 e E_3 provenientes dos ensaios experimentais nas diferentes rosetas nos casos em análise

		Neutra		Flexão plantar		Dorsiflexão	
		Sem Dano	Dano 10mm	Sem Dano	Dano 10mm	Sem Dano	Dano 10mm
Roseta 1	E_1	941,8	371,3	2566,1	2454,7	1326,1	1318,9
	E_3	-691,0	-173,4	-1850,0	-1584,2	-872,4	-660,3
Roseta 2	E_1	430,7	1166,7	235,5	187,0	695,9	438,8
	E_3	166,4	-459,4	-590,9	-467,9	-445,2	-300,4

Para a posição neutra conclui-se que a criação do dano causou uma diminuição das deformações na roseta 1 em cerca de 50%, ao mesmo tempo que as deformações na roseta 2 aumentaram consideravelmente. Isto indica que o dano terá causado uma maior concentração de tensões na zona da roseta 2.

Os ensaios na posição da articulação em flexão plantar permitiram concluir que a existência de um dano pequeno, influenciou de uma forma praticamente irrisória as deformações principais, registando-se uma diminuição das mesmas no caso do dano de 10mm em comparação com a cartilagem saudável. A diminuição de deformações não ultrapassa os 10%.

No caso da articulação em dorsiflexão verifica-se o mesmo que no caso anterior, ou seja, no caso da cartilagem sem dano as deformações mínimas possuem um valor inferior às mesmas deformações na cartilagem sem dano. No que toca à roseta 2, observa-se o mesmo fenómeno, registando-se uma diminuição das deformações.

Relativamente à globalidade de deformações nas diferentes rosetas, verifica-se que no caso da roseta 1, o maior valor de deformação máxima regista-se com a articulação em flexão plantar. No que toca à roseta 2, verifica-se que no caso sem dano, a deformação principal máxima se encontra na posição de dorsiflexão, e que no caso da cartilagem lesionada, este valor é máximo na posição neutra.

A diminuição das deformações principais no caso da cartilagem com dano de 10mm, poderá dever-se à alteração dos pontos de contacto entre as cartilagens da tibia e do tálus, que poderão influenciar os valores registados nas duas rosetas.

Seguidamente será abordada a simulação numérica da articulação assim como a validação do modelo experimental.

6 Simulação numérica da articulação

Após a conclusão da reconstrução 3D da articulação do tornozelo efetuaram-se as simulações numéricas para o estudo da cartilagem do tálus utilizando o modelo CAD obtido anteriormente. O *software* utilizado é o *SolidWorks* que utiliza o Método dos Elementos Finitos como procedimento numérico para calcular soluções aproximadas. O método é largamente utilizado em estudos de engenharia devido à facilidade de aplicação a problemas geométricos complexos, gerando resultados com elevada qualidade.

Para a preparação do modelo é necessária a definição dos materiais presentes no modelo, a escolha das propriedades da malha, das cargas aplicadas e das condições de fronteira necessárias. Todos estes passos serão descritos seguidamente.

6.1 Modelo CAD

O objetivo deste ensaio é recriar, de uma forma o mais fiel possível, a situação real de aplicação de uma força sobre a articulação do tornozelo, pelo que foi necessário criar um apoio para o calcâneo. Na Figura 57 são apresentados os componentes envolvidos na simulação, tanto os nativos como os que foram adicionados para a correta definição do modelo numérico.

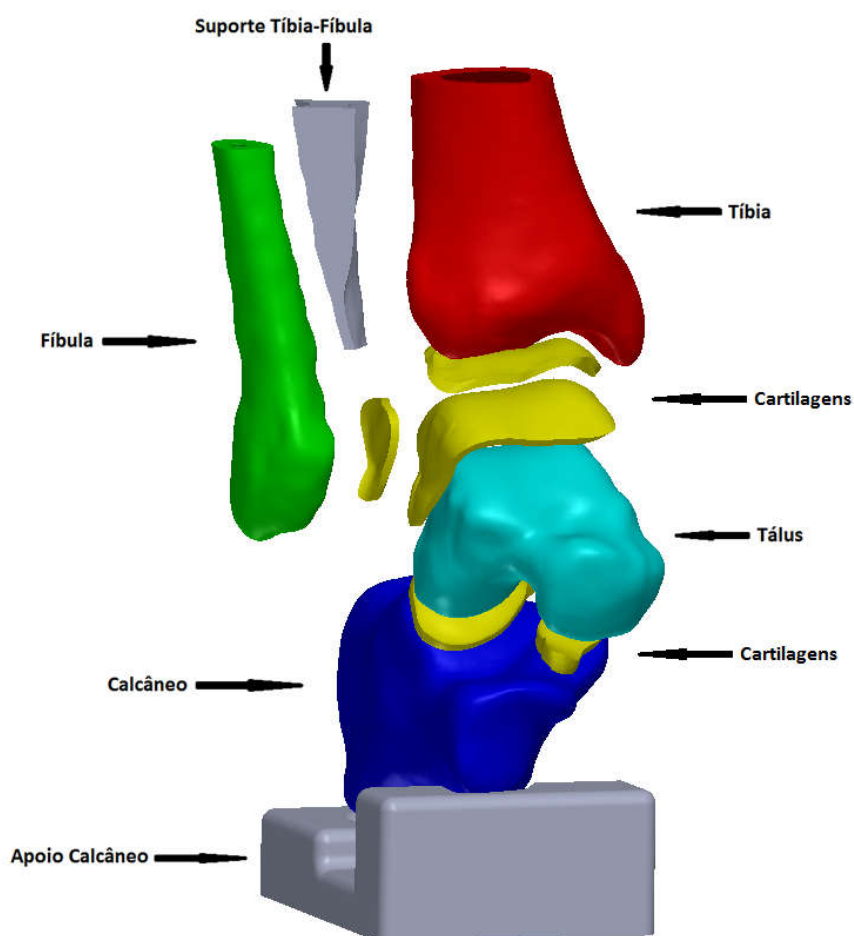


Figura 57 - Componentes do modelo a simular

Como se pode verificar, para além de serem apresentados os componentes ósseos e cartilagens, foi também acrescentado um apoio para o calcâneo e um ligamento entre a tíbia e a fíbula. O apoio para o calcâneo foi concebido de forma a recriar o comportamento da articulação na realidade, sendo que o calcâneo apenas se encontra apoiado nas extremidades posterior e anterior, deixando a zona central livre de forma a permitir a sua flexão plantar no momento de aplicação de força. O ligamento entre a tíbia e a fíbula foi criado de forma a simular a sindesmose existente entre estes dois ossos permitindo assim a estabilização da fíbula durante a simulação numérica.

6.2 Propriedades mecânicas dos materiais

Para a simulação numérica é necessário conhecer as propriedades mecânicas dos materiais. No presente caso, os materiais em estudo são o osso cortical, o osso esponjoso e as cartilagens. O comportamento mecânico dos ossos é complexo devido às suas características heterogêneas, sendo por isso difícil reproduzir virtualmente o seu comportamento. A cartilagem é o “objeto” principal de estudo- e necessita que as suas características mecânicas se aproximem de um material com comportamento hiperelástico, no entanto, neste trabalho serão analisados resultados em que o comportamento da cartilagem foi considerado linear elástico isotrópico.

Na consulta da bibliografia encontraram-se diferentes resultados relativamente às propriedades mecânicas dos ossos e cartilagens as quais se encontram sintetizadas na Tabela 7.

Tabela 7 - Propriedades mecânicas lineares dos materiais obtidas em diversos estudos

Modelo	Estudo	Articulação	Módulo de Young [<i>MPa</i>]			Coeficiente de Poisson	
			Osso Cortical	Osso Esponjoso	Cartilagem	Osso Esponjoso/Cortical	Cartilagem
Linear Elástico	Rodrigues [85]	Tornozelo	19000	500	1	0,3/0,3	0,40
	Gefen et al [86]	Tornozelo	7300	-	-	0,3/0,3	-
	Cowin [87]	Joelho	19000	531	0,7	0,3/0,3	0,49
	Turner et al [88]	Joelho	20020	18140	-	0,3/0,3	-
	Marchi et al [89]	Auricular	-	-	5 - 20	-	0,45
	Griffin et al [90]	Anca	-	-	≈1,6	-	-
	Speirs et al [91]	Anca	-	-	≈0,6	-	0,45
	Moore et al [92]	Joelho	.	-	4,3	-	-
	Shirazi et al [93]	Joelho	5000	300	12	0,3/0,3	0,45

Analisando a Tabela 7 verifica-se uma grande discrepância nos valores do módulo de *Young* obtidos e, nomeadamente, nos que tocam ao osso esponjoso. Esta diferença de valores deve-se

provavelmente aos diferentes tamanhos das amostras retiradas, ao seu tratamento e, em especial, à grande heterogeneidade do conteúdo de cálcio do osso esponjoso.

Os valores obtidos relativamente ao módulo de *Young* da cartilagem também são bastante distintos. Esta grande variabilidade deve-se à dificuldade nas medições desta propriedade da cartilagem e também ao facto de terem sido valores provenientes de diferentes articulações.

Todos os autores consideraram os materiais como isotrópicos e lineares elásticos, com exceção de Turner et al [88] que obteve valores nas direções longitudinal e transversal e efetuou um cálculo de média para obter os valores apresentados.

No presente trabalho, as propriedades atribuídas ao osso cortical serão ligeiramente inferiores às utilizadas no ensaio de Rodrigues [22]. O módulo de *Young* e o coeficiente de *Poisson* para o osso cortical serão 17000 MPa e 0,3 respetivamente, enquanto ao osso esponjoso foi atribuído 400 MPa e 0,3.

O módulo de *Young* a atribuir à cartilagem será 10 MPa e um coeficiente de *Poisson* de 0,45. Devido à grande diversidade de valores referidos nos artigos acima, não é possível adotar propriedades exatas para a cartilagem, apesar disso, o objetivo dos diferentes estudos é serem comparados entre si.

Para a definição de materiais em *SolidWorks* é necessário conhecer os valores de densidade e tensão de rotura, apesar de não serem relevantes para o estudo em questão. No que toca à densidade dos materiais envolvidos, Bonucci [94] afirmou que a densidade do osso cortical será 1800 kg/m³ e que a densidade do osso esponjoso estará entre 100 e 900 kg/m³, sendo que no presente trabalho será utilizado o valor superior o qual corresponde a 800 kg/m³. Relativamente à tensão de rotura, Reilly et al [95] obtiveram um valor médio de 193 MPa para osso compacto.

6.3 Forças aplicadas

O estudo realizado por Nilsson et al [96] sugere que as forças de reação no solo durante a caminhada se situam entre os 1,0 e 1,5BW. Um estudo mais recente de Dames et al [97] indica um valor mais específico de 1,2BW. A grande limitação destes estudos é o facto de se contabilizarem as forças de reação no solo e não no complexo articular do tornozelo já que uma parte destas forças será amortecida pelos ossos, ligamentos e músculos do pé e tornozelo, diminuindo a força que realmente atua entre a tíbia e o tálus. Por este motivo a força aplicada entre a tíbia e o tálus selecionada para os seguintes ensaios será 1,0 BW.

Para o presente trabalho considera-se um indivíduo de 70 kg o que representa uma força de compressão de aproximadamente 686 N ignorando a influência dos restantes tecidos presentes no tornozelo, como os tendões e as forças musculares.

Para além de conhecer a força que é transmitida através da articulação, é necessário ainda conhecer a divisão da carga entre a tíbia e a fíbula. De acordo com o trabalho de Coelho [98], 93,6% da força aplicada na articulação do tornozelo será transmitida entre a tíbia e o tálus, sendo que os restantes 6,4% serão transmitidos através da fíbula. Na tíbia será então aplicada uma carga de 642 N e na fíbula será aplicada uma carga de 44 N.

6.4 Condições de fronteira

Para realizar uma simulação correta é necessário definir condições de fronteira adequadas ao tipo de ensaio a realizar, assemelhando-se o mais possível às interações entre os componentes na realidade. Para este trabalho foi modelado um apoio, de forma a fixar o calcâneo nas suas extremidades, recriando assim um pé apoiado no chão.

Relativamente ao contacto entre os componentes, o *SolidWorks* predefine que estes se encontram colados. Esta definição será mantida entre todos os componentes, com exceção da intersecção entre a cartilagem da tíbia, cartilagem da fíbula e a cartilagem do tálus, visto que os restantes componentes foram criados de forma a estarem em contacto entre si. Tendo em conta que o contacto entre as cartilagens da tíbia, do tálus e da fíbula são os principais objetivos do estudo, torna-se importante definir a intersecção entre estes componentes da forma o mais realista possível e, por isso, foi definido um contacto sem penetração com um coeficiente de atrito de 0,001 [99].

Na Figura 58 mostra-se a configuração dos diferentes elementos a serem analisados, as forças aplicadas (sobre a parte superior da tíbia e da fíbula), as fixações na parte inferior do apoio do calcâneo e o *setup* final para o ensaio numérico.

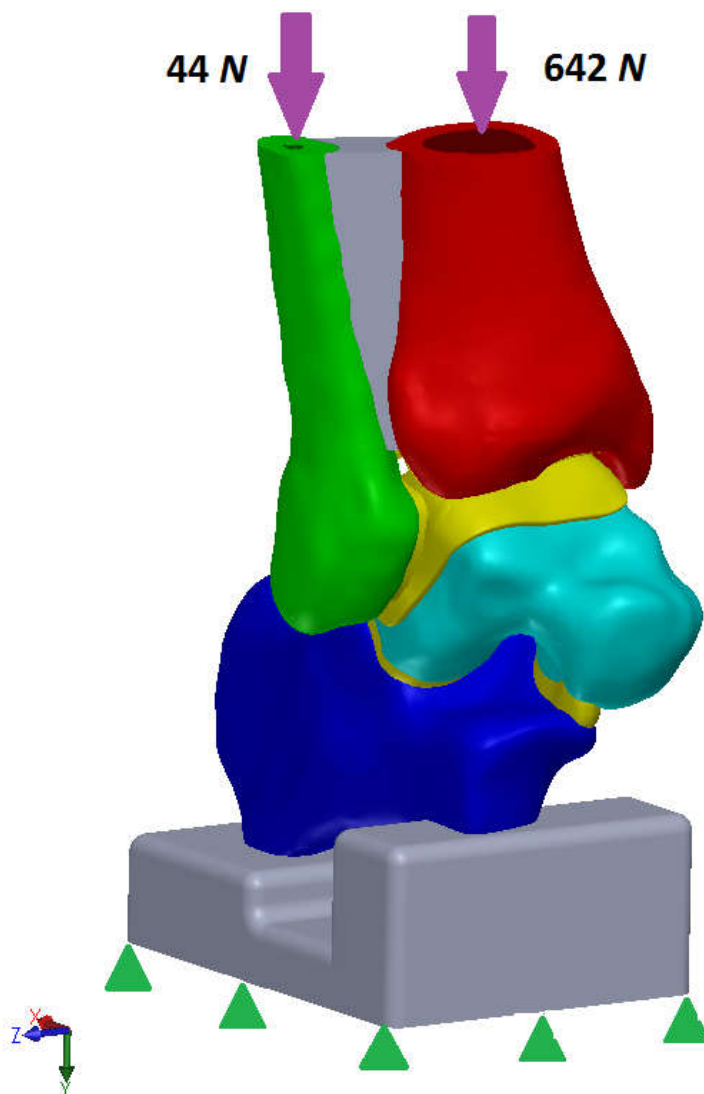


Figura 58 - Forças e fixações aplicadas no modelo CAD

Apesar de não ser apresentado na Figura 58, foi também criada uma restrição de deslocamento eixos X e Z na tíbia e na fíbula ($\Delta X = \Delta Z = 0$). Esta restrição foi criada devido ao facto da secção no topo da fíbula e da tíbia ser horizontal e as forças não se encontrarem alinhadas com o centro do tálus, criando deslocamentos laterais que geravam instabilidade do modelo. Após a aplicação das restrições, o movimento da tíbia e fíbula passou dar-se unicamente no eixo Y.

Na Figura 59 foram assinaladas as zonas nas quais os contactos ocorrem sem penetração. É possível verificar que as zonas em que este tipo de contacto foi escolhido foram as zonas onde as

cartilagens entram em contacto e para as quais foi também aplicado um atrito de 0,001 como referido anteriormente. Os restantes contactos foram assumidos como colados.

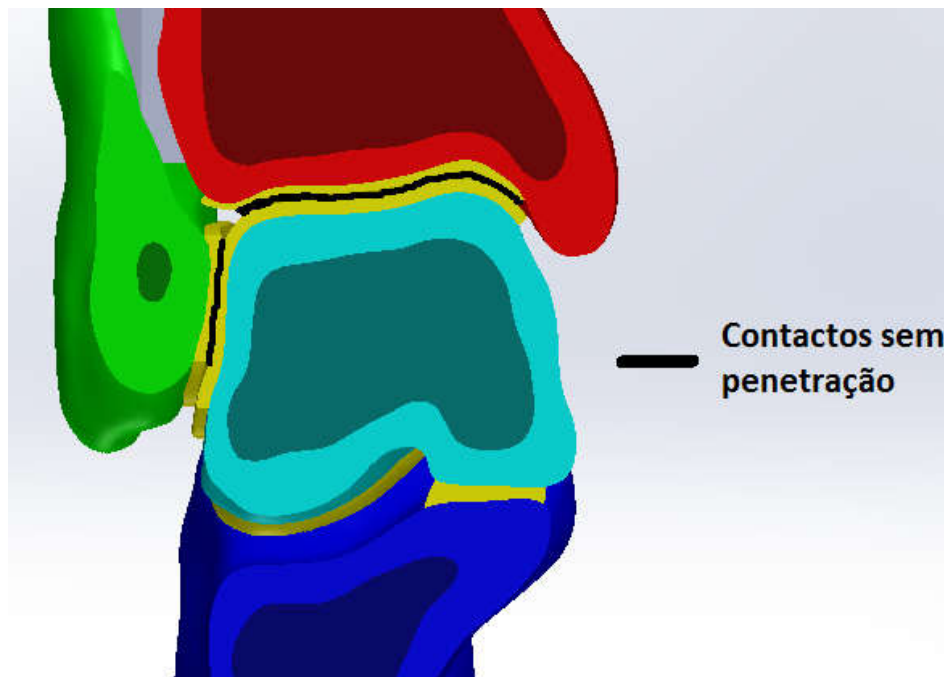


Figura 59 - Contactos sem penetração

6.5 Geração de malha

De forma a obter resultados válidos e credíveis a partir de uma simulação numérica, é necessário ter em especial atenção o processo de criação de malha. Em *SolidWorks* este processo encontra-se automatizado, isto porque o programa estima o tamanho e tipo dos elementos tendo em conta o volume dos modelos, a sua geometria e área de superfície. No caso de existirem componentes ou áreas específicas que requeiram uma malha mais refinada é possível utilizar a ferramenta *mesh control* para especificar tamanhos específicos de elementos.

Relativamente ao tamanho dos elementos, o *software* permite ao utilizador escolher se pretende uma malha com uma qualidade mais grosseira ou mais fina, sendo por isso necessário ter em mente que uma malha mais grosseira permite obter resultados com mais rapidez sem a necessidade de uma grande capacidade computacional, no entanto a convergência da solução fica comprometida. Ao trabalhar com uma qualidade de malha mais fina é necessária uma maior capacidade computacional, no entanto é mais fácil obter resultados convergentes e mais credíveis.

Para a criação das malhas neste trabalho optou-se pela criação de uma malha individual para cada corpo, gerando uma malha incompatível. Isto resulta num maior tempo de cálculo, no entanto esta abordagem permite escolher individualmente para cada corpo a qualidade da malha.

Na Figura 60 é apresentada a malha utilizada nas simulações. É importante ter em conta que as malhas dos componentes não se encontram igualmente refinadas e, também, que a malha é sólida com elementos tetraédricos parabólicos. Pode-se verificar ainda que o local onde a malha se encontra mais refinada é na zona da intersecção entre a tíbia e o tálus, mais especificamente na cartilagem talar, devido a ser o objeto de estudo neste trabalho. Relativamente à qualidade da malha nas restantes peças houve a preocupação de utilizar uma malha com qualidade média, de forma a não alongar o tempo de simulação, mas a preservar também a qualidade dos resultados obtidos. No entanto, como os resultados terão uma grande componente comparativa, é importante utilizar malhas iguais nos diferentes ensaios.

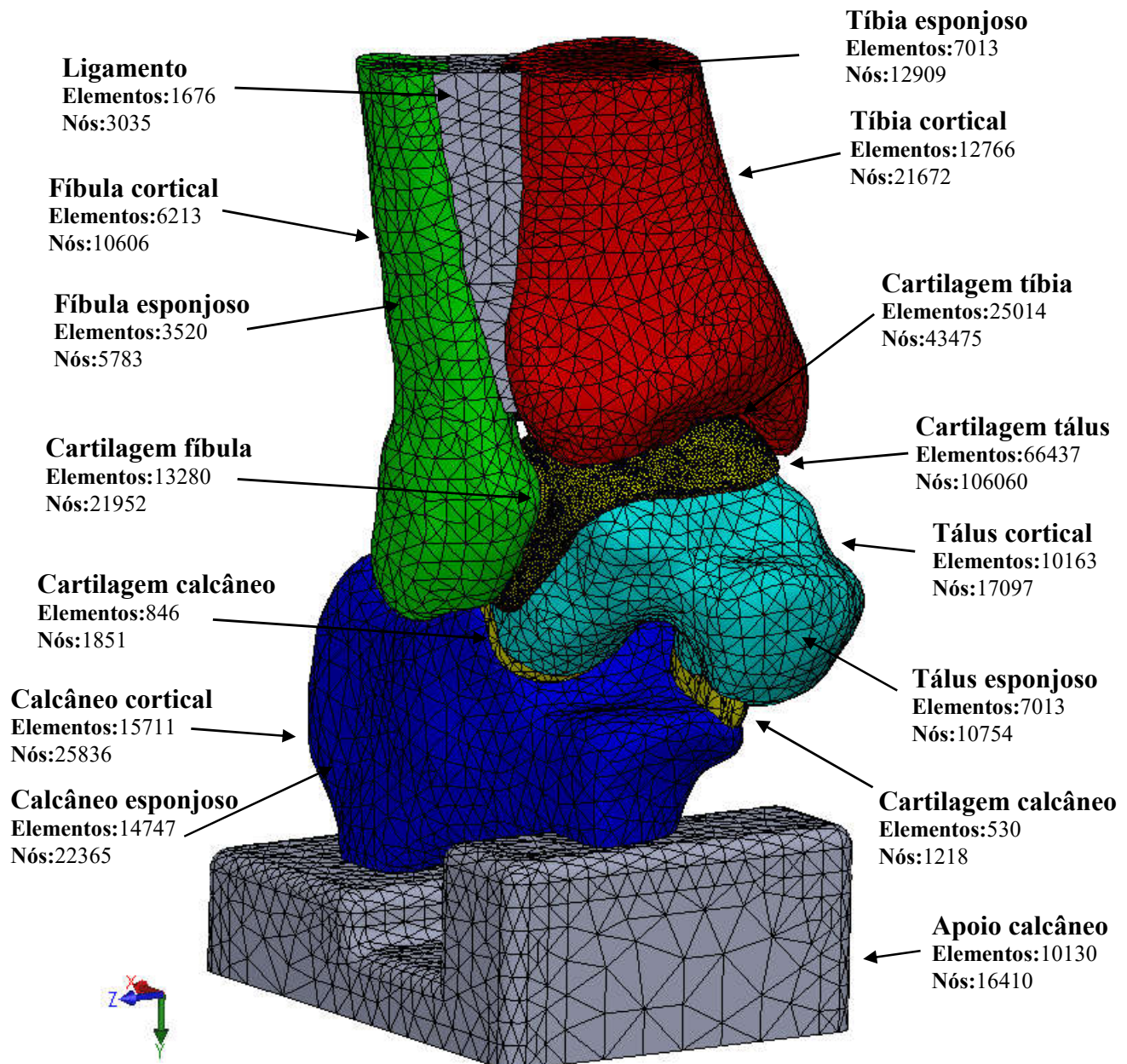


Figura 60 - Geometria e aspeto geral da malha gerada

Os elementos utilizados neste modelo são elementos tetraédricos parabólicos.

Através de estudos de convergência de malha, verificou-se que no presente modelo, utilizado nos diferentes estudos, se verifica a convergência da malha utilizada.

6.6 Procedimentos e etapas de simulação

O principal objetivo deste trabalho é estudar comparativamente o comportamento da articulação do tornozelo com e sem dano osteocondral e as implicações dos danos.

Os danos a serem criados na cartilagem do tálus têm por objetivo representar lesões osteocondrais de dimensão pequena, média e grande. De acordo com McGahan et al [38] as lesões com um diâmetro inferior a 15mm são consideradas pequenas e as que têm um diâmetro superior a 15mm são consideradas grandes, pelo que neste trabalho optou-se então por utilizar um dano de 10mm para a caracterização de lesões pequenas, um dano de 15mm para a caracterização de lesões médias e um dano de 20mm para a caracterização de lesões grandes. O dano será localizado na zona

medial central do tálus (Figura 61) que, de acordo com Elias et al [39], é a zona na qual ocorrem a maioria das lesões as quais alcançam um total de 53% das lesões analisadas no período em análise.

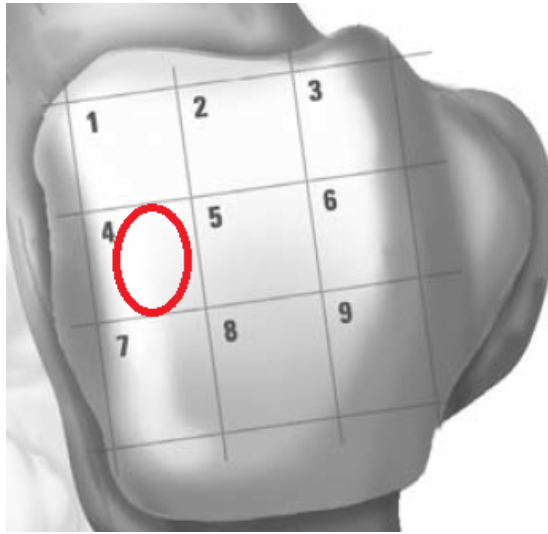


Figura 61 - Localização do dano osteocondral no tálus [49]

O dano osteocondral é simulado com recurso às ferramentas de modelação sólida do *SolidWorks*, a sua forma será elíptica, sendo que o eixo menor foi definido como tendo sempre metade da dimensão do eixo maior, ou seja, no exemplo apresentado na Figura 62, o eixo maior possui 15mm e o eixo menor possui 7,5mm (o exemplo representa uma lesão de média dimensão). No caso das restantes lesões o centro manter-se-á, contudo, o tamanho dos eixos da elipse serão alterados.

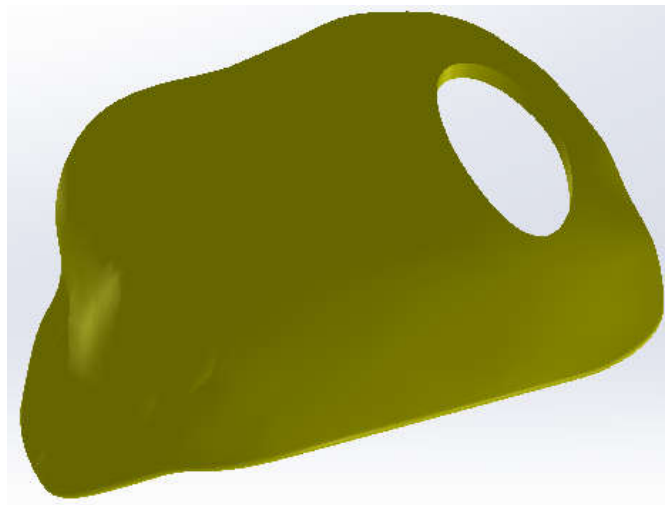
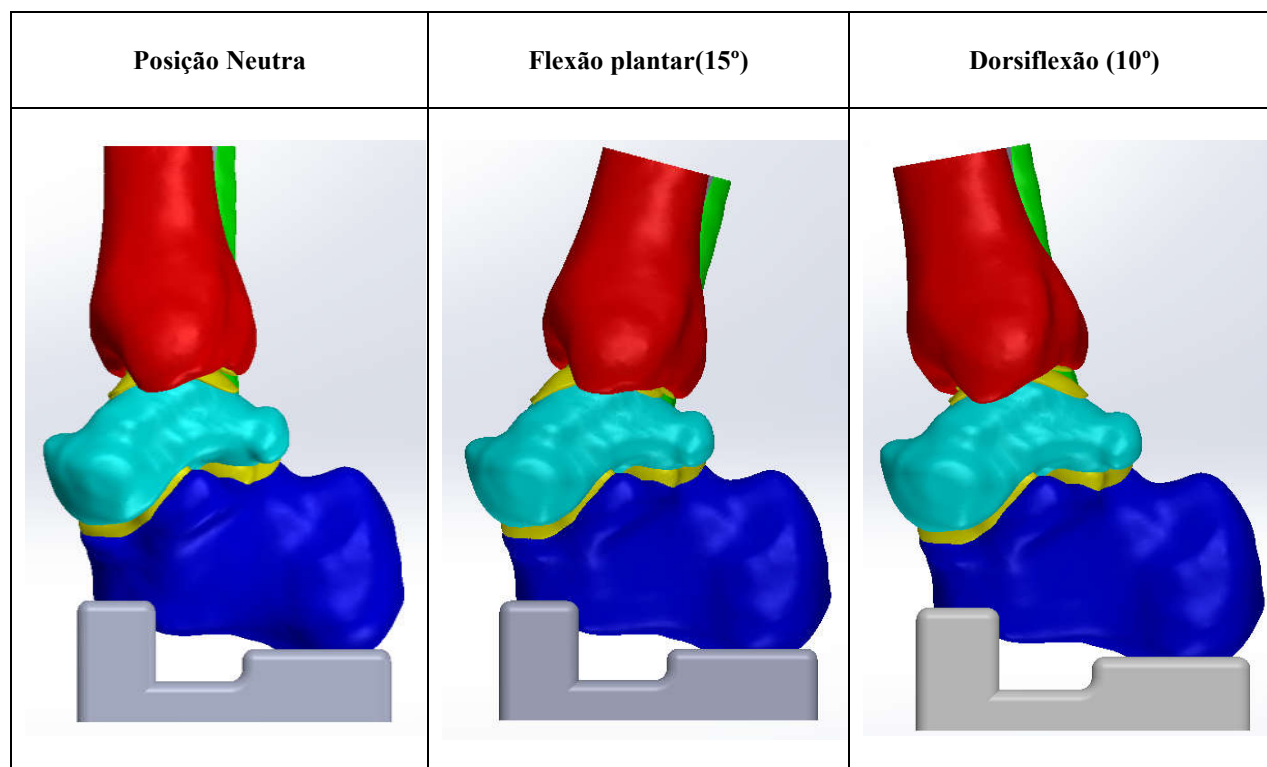


Figura 62 - Dano osteocondral médio(15,0x7,5mm)

O objetivo para estes estudos é simular as tensões na cartilagem em atividades diárias. Considerando que um paciente com esta lesão estará impossibilitado da prática de atividades físicas intensas, considerou-se que seria adequado estudar apenas a realização do ciclo de marcha normal e as restantes atividades básicas. Estas atividades exigem amplitudes de movimento mínimas necessárias no tornozelo que serão 10° de dorsiflexão e 15° de flexão plantar.

Tabela 8 - Vista lateral das diferentes posições de simulação



Serão realizadas simulações com a articulação em posição neutra, em flexão plantar (15°) e, por fim, em dorsiflexão (10°) e as etapas de simulação para as diferentes posições serão discutidas seguidamente. No entanto, em primeiro lugar, é necessário proceder à validação do modelo que será apresentada no subcapítulo seguinte.

As etapas de simulação com o tornozelo em posição neutra são as seguintes:

- **Estudo com a articulação em posição neutra e sem dano;**
- **Estudo com a articulação em posição neutra e com danos de 10mm, 15mm e 20mm.**

Este processo será repetido, com os mesmos danos, para as posições de dorsiflexão e flexão plantar, de forma a proceder ao relacionamento da posição da articulação com a lesão osteocondral. Também são analisados outros fatores, tais como:

- **Influência do módulo de *Young* no comportamento mecânico da cartilagem;**
- **Influência de uma microlesão nas tensões registadas na cartilagem;**
- **Influência da geometria do dano nas tensões registadas na cartilagem;**
- **Influência da espessura da cartilagem nas tensões registadas;**
- **Influência da regularidade da periferia do dano na distribuição de tensões;**
- **Influência da dimensão do dano nas tensões registadas na cúpula do tálus.**

6.7 Validação do modelo numérico

Para ser possível validar o modelo numérico, foi necessária a criação em *SolidWorks* de dois sensores quadrados com 1mm² de área cujo objetivo é a recriação das rosetas utilizadas nos modelos experimentais. De forma a manter o rigor dos resultados obtidos, estes sensores foram colocados sempre na mesma localização para todos os ensaios relacionados. Desta forma é possível retirar os valores de deformação sempre da mesma zona da cartilagem.

O posicionamento das rosetas utilizadas em *SolidWorks* pode ser consultado na Figura 63.

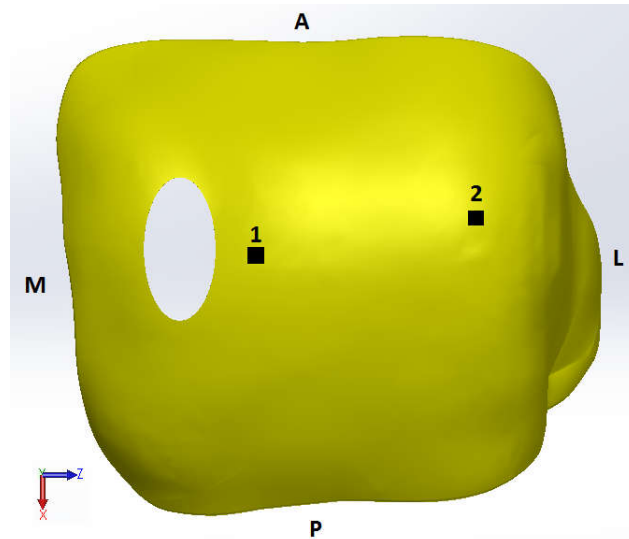


Figura 63 - Posicionamento das rosetas na cartilagem do tálus

As rosetas foram posicionadas nestes locais para se assemelhar ao posicionamento das rosetas no modelo experimental e ainda houve a preocupação em medir a sua localização relativamente aos eixos dos danos, de forma a garantir o seu correto posicionamento.

Para a comparação dos resultados obtidos é necessária a obtenção das deformações principais (E_1 e E_3) provenientes dos modelos numéricos, de forma a comparar com os resultados provenientes dos ensaios experimentais. Os resultados foram obtidos a partir dos sensores colocados anteriormente, selecionando a área correspondente e calculando a média dos valores.

Os resultados calculados a partir dos ensaios numéricos são apresentados na Tabela 9.

Tabela 9 - Deformações E_1 e E_3 provenientes dos ensaios numéricos nas diferentes rosetas nos casos em análise

		Neutra		Flexão plantar		Dorsiflexão	
		Sem Dano	Dano 10mm	Sem Dano	Dano 10mm	Sem Dano	Dano 10mm
Roseta 1	E_1	37176,0	77380,0	40956,0	31060,0	19295,0	24238,0
	E_3	-39932,0	-102110,0	-48237,0	-52592,0	-67392,0	-65481,0
Roseta 2	E_1	21515,0	10238,0	19105	19001,0	6013,6	13155,0
	E_3	-26747,0	-11016,0	-29957	-30608,0	-9314,9	-17282,0

De forma a ser possível comparar os resultados é necessário criar um gráfico de correlação de dados. Neste gráfico os valores obtidos experimentalmente encontram-se no eixo das ordenadas e os valores obtidos a partir dos modelos numéricos encontram-se no eixo das abcissas. Uma vez assinalados os pontos, criou-se uma linha de tendência linear e calcula-se o R^2 : quanto maior for este valor maior será a correlação de dados.

O gráfico encontra-se apresentado na Figura 64. É possível observar que o valor de R^2 obtido é de 0,72.

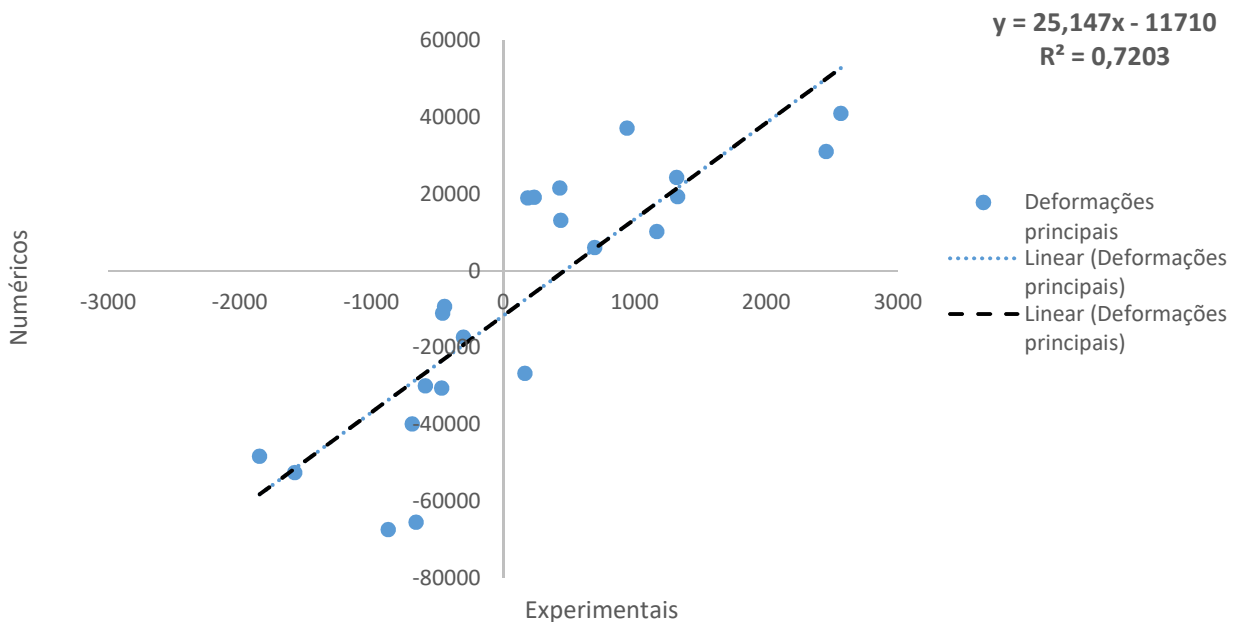


Figura 64 - Correlação de valores numéricos e experimentais

De notar que foi observada uma correlação superior na roseta 2, quando comparada com a roseta 1.

É importante ter em conta que uma grande diversidade de fatores poderá ter contribuído para dispersão dos resultados obtidos. Na realização de ensaios experimentais é inevitável a existência de erros que possam comprometer os resultados. À parte dos erros sistemáticos comuns e inevitáveis, juntam-se outros:

- **Propriedades mecânicas da cartilagem utilizada nos ensaios experimentais;**
 - O material utilizado para o fabrico das cartilagens é um material bastante dúctil com um módulo de elasticidade reduzido e bastante dependente da sua espessura, tal como verificado anteriormente. Devido a este fator, as deformações do material são bastante elevadas, existindo a possibilidade de as rosetas estarem a medir a deformação da cola utilizada e não da cartilagem.
- **Atrito entre a cartilagem da tibia e do tálus experimentais;**
 - No decorrer dos ensaios numéricos houve a preocupação de atribuir um atrito praticamente nulo à intersecção entre as cartilagens, no entanto, nos ensaios experimentais não houve a possibilidade de recriar estas condições, resultando num atrito elevado, visto o material utilizado ser uma borracha com uma textura algo irregular.
- **Atrito entre o articulador e a haste posicionadora;**
 - Como estes componentes foram criados a partir de impressão 3D, foi difícil garantir uma suavidade nas superfícies de contacto que garantisse um baixo atrito entre as mesmas, podendo ter criado uma diferente distribuição de forças na articulação.

- **Diferentes pontos de contacto na cartilagem do tálus**
 - Em ensaios numéricos é simples garantir um bom posicionamento dos componentes e, por isso, garantir sempre o mesmo ponto de contacto. Nos ensaios experimentais é difícil garantir sempre os mesmos pontos de contacto nos diferentes ensaios e garantir que essas zonas de contacto correspondem às mesmas dos ensaios numéricos.
- **Rigidez dos extensómetros superior à rigidez do material da cartilagem**
 - Neste caso específico, em que o material é muito pouco rígido, existe a possibilidade da rigidez dos extensómetros afetar os resultados obtidos.

Contudo é possível afirmar que apesar de existirem diferenças entre os modelos, estes apresentam globalmente linearidade sendo possível obter a validação do modelo numérico.

6.8 Resultados e discussão

Neste capítulo serão apresentados e discutidos os resultados obtidos na simulação numérica. O objetivo é a melhor compreensão e avaliação dos resultados de forma a retirar a conclusão acerca do comportamento da articulação tibiotársica e da influência de uma lesão osteocondral nas tensões registadas na cartilagem talar.

Os estudos foram desenvolvidos em várias etapas, pelo que os resultados serão expostos e interpretados por partes.

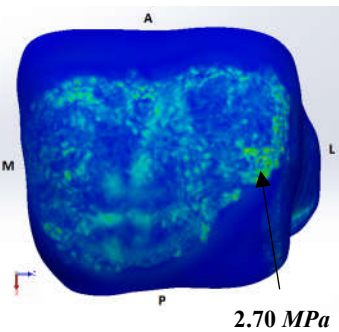
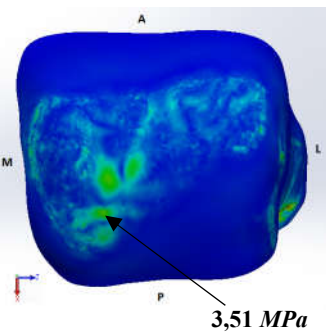
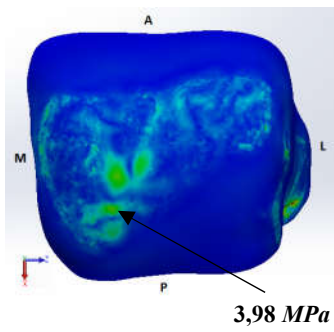

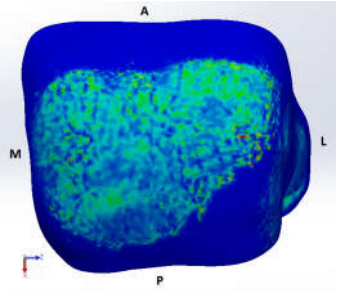
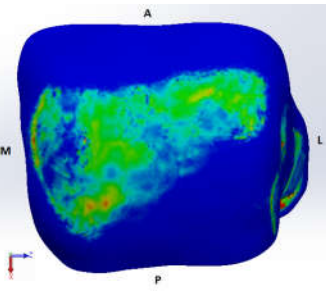
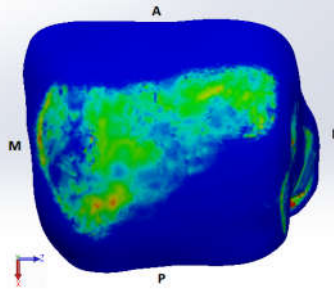
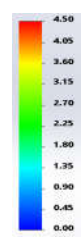
6.8.1 Influência do módulo de *Young* no comportamento mecânico da cartilagem

No respeitante às propriedades mecânicas das cartilagens, os diferentes estudos apresentados não são unânimes e, por esse motivo, serão realizados três estudos, em que serão atribuídos à cartilagem diferentes módulos de *Young*. O objetivo é verificar a sua influência nas tensões de *Von Mises* registadas, assim como nas pressões de contacto na superfície superior da cartilagem.

Analisando a Tabela 10 conclui-se que as diferenças entre a cartilagem à qual foi atribuído o módulo de *Young* mais baixo e as restantes, são consideráveis, tanto no que toca às tensões de *Von Mises* como à pressão de contacto. Verifica-se que as diferenças entre as cartilagens com os módulos de *Young* de 10MPa e de 20MPa são praticamente nulas, registando-se valores máximos de tensão idênticos, assim como as suas zonas de ocorrência.

Relativamente aos picos de tensão registados, observa-se que na cartilagem com o módulo de 1MPa o pico máximo de tensão tem o valor de 2,70MPa e ocorre na zona da cúpula lateral da cartilagem. Nas cartilagens com os módulos de *Young* de 10 e 20 MPa, os picos de tensão situam-se na zona posterior à cúpula medial, registando valores de 3,51MPa e 3,98 MPa, respetivamente

Tabela 10 - Comparação das tensões registadas na cartilagem com diferentes módulos de Young
Legenda: A-Anterior, P-Posterior, M-Medial, L-Lateral

	$E = 1MPa$ $\nu = 0,40$	$E = 10MPa$ $\nu = 0,45$	$E = 20MPa$ $\nu = 0,45$	Escala (MPa)
Tensão de Von Mises	 2.70 MPa	 3.51 MPa	 3.98 MPa	
Pressão de contacto				

Pode-se, desta forma, concluir que quanto maior o módulo de *Young* maiores serão os picos de tensão obtidos. A área em que se dá o contacto será também menor do que no caso em que o módulo de elasticidade é mais baixo.

6.8.2 Efeito do método de reconstrução das cartilagens

Considerou-se interessante em primeiro lugar avaliar os diferentes métodos de modelação de cartilagens, pois, como foi referido anteriormente, a cartilagem foi modelada por dois métodos diferentes: utilizando o *ScanIP* e utilizando as capacidades de modelação do *SolidWorks*. De acordo com a bibliografia o método de criação da cartilagem através de métodos de modelação *CAD* foi o mais utilizado [100,85,98] pelo que se parte do pressuposto que será o método mais indicado.

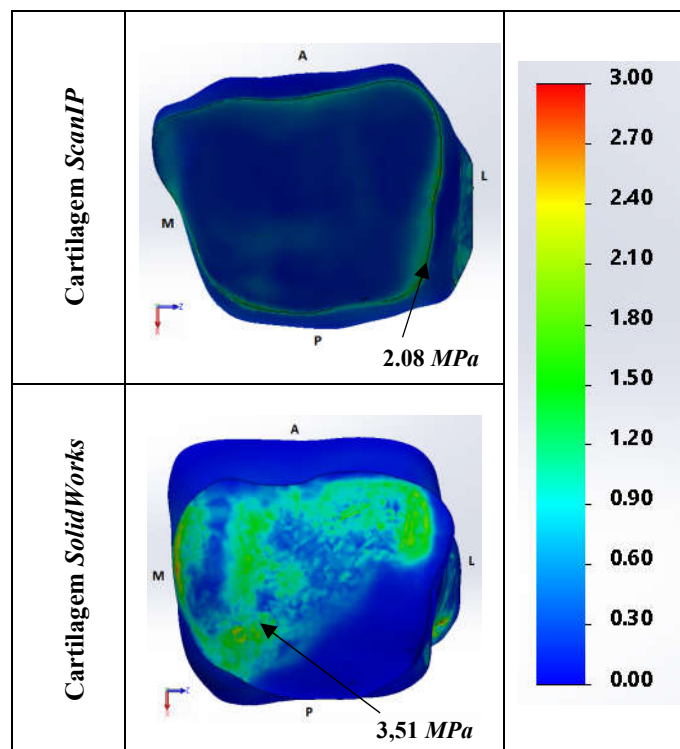
Para proceder a esta análise, partiu-se da realização de dois ensaios numéricos, mantendo as mesmas condições iniciais de carga aplicada, condições de fronteira, tipo e refinação de malha, de forma a verificar quais as variações nos resultados obtidos. É importante ter em consideração que no caso da cartilagem obtida por *ScanIP*, foi criada apenas uma parte que engloba a cartilagem da tíbia, da fíbula e do tálus e que no caso das cartilagens geradas em *SolidWorks* foram criadas diferentes partes para as cartilagens do tálus, tíbia e fíbula, pelo que no último caso as tensões são avaliadas num *plot* com a cartilagem da tíbia e tálus.

Na Tabela 11 é possível comparar os resultados obtidos para as tensões de *Von Mises* nas cartilagens obtidas a partir dos diferentes métodos. Como se pode observar, verifica-se uma maior distribuição de tensões no caso da cartilagem modelada em *SolidWorks*, sendo possível encontrar padrões de distribuição de tensões na ordem dos 1,8MPa ao longo da superfície superior da cartilagem da tíbia. No caso da cartilagem obtida em *ScanIP*, observa-se uma pequena distribuição de tensões ao longo da superfície superior da cartilagem e registam-se valores muito baixos de tensão de *Von Mises*. Apenas se verificam picos de tensão na orla da cartilagem devido a serem zonas de inferior espessura.

O pico de tensão registado na cartilagem proveniente do *ScanIP* situa-se na zona de menor espessura que é a orla da cartilagem que se encontra em contacto com a tibia, e o seu valor é de $2,08\text{MPa}$. Na cartilagem obtida em *SolidWorks* o pico de tensão registado ocorre na parte superior da superfície do tálus e tem o valor de $3,51\text{MPa}$.

Esta diferença de valores deve-se à distinta espessura nas zonas de tensão superior, ou seja, no caso da cartilagem *ScanIP*, todo o espaço entre os ossos se encontra preenchido aumentando a espessura da cartilagem à medida que há um maior afastamento da zona central. O mesmo não acontece no caso da cartilagem *SolidWorks* em que o espaço entre os ossos não se encontra integralmente preenchido por cartilagem. Por este motivo, à medida que existe um afastamento da zona central da cartilagem, a espessura da cartilagem mantém-se.

Tabela 11 - Resultados (Cartilagem *ScanIP* vs Cartilagem *SolidWorks*)



A cartilagem a ser utilizada nos ensaios é a modelada em *SolidWorks* devido à maior semelhança com a realidade e a não ser necessária a alteração da sua geometria para cada posição da articulação.

6.8.3 Estudo comparativo com articulação em posição neutra

O objetivo deste estudo é verificar a influência de lesões osteocondrais de diferentes tamanhos na cartilagem do tálus mantendo todos os outros fatores inalterados. Para o processo de comparação foram realizados quatro estudos distintos (sem dano, dano 10mm, dano 15mm e dano 20mm) em que se alteraram as dimensões da lesão, sem alterar o seu centro.

Na Tabela 12 são apresentados os resultados de pressão de contacto e tensões de *Von Mises* obtidos com a articulação do tornozelo em posição neutra. Como se pode verificar pela análise dos padrões de tensão de *Von Mises*, a existência de um dano de 10mm, influencia as tensões registadas na superfície da cartilagem, provocando uma maior concentração de tensões em redor do limite da lesão. Analisando os danos de maiores dimensões verifica-se que a dimensão do dano influencia a magnitude das tensões registadas, assim como o raio de concentração de tensões em redor do dano.

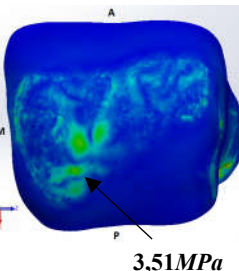
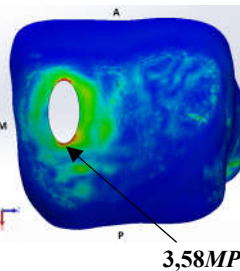
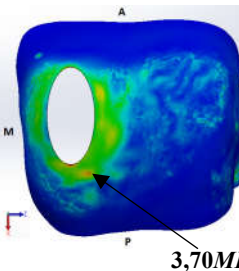
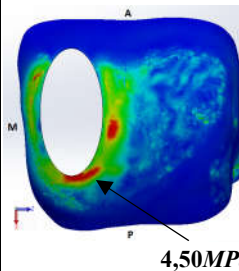
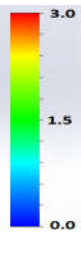
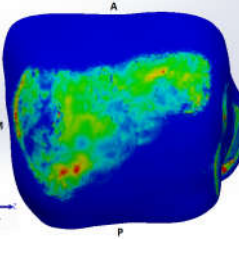
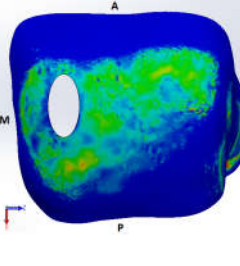
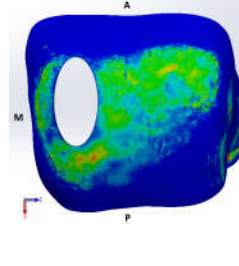
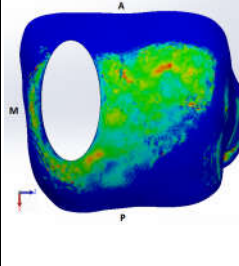
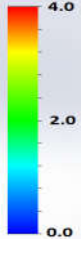
O dano para o qual se registam maiores tensões é o dano de 20mm que é também o de maiores dimensões.

Analisando os máximos de tensão nas cartilagens com os diferentes danos percebe-se que entre a cartilagem sem dano e a cartilagem com dano de 15mm, existe um aumento de apenas 0,20 MPa, já no caso da cartilagem com o dano de 20mm regista-se um aumento de 1,0 MPa face à cartilagem sem dano.

Relativamente às pressões de contacto, não se notam diferenças expressivas na localização dos padrões, apenas se notam aumentos entre 30% a 40% em determinados picos de tensão entre o dano de 15mm e o dano de 20mm, no entanto, a maior parte da área superficial da cartilagem do tálus, regista valores similares de pressão de contacto.

Tabela 12 - Resultados na cartilagem do tálus provenientes do estudo comparativo com articulação em posição neutra com e sem lesão osteocondral:

Legenda: A-Anterior, P-Posterior, M-Medial, L-Lateral

	Sem dano	Dano 10mm	Dano 15mm	Dano 20mm	Escala
Tensão de Von Mises (MPa)					
Pressão de contacto (MPa)					

De notar que as tensões analisadas são as tensões na superfície superior da cartilagem, tensões estas que são parcialmente dissipadas ao longo da espessura da mesma, como é ilustrado na Figura 65.

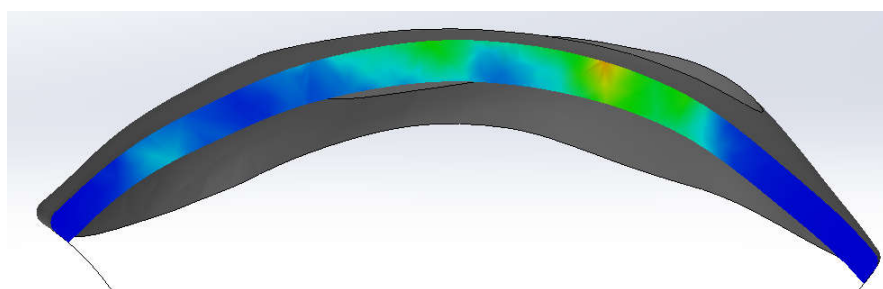
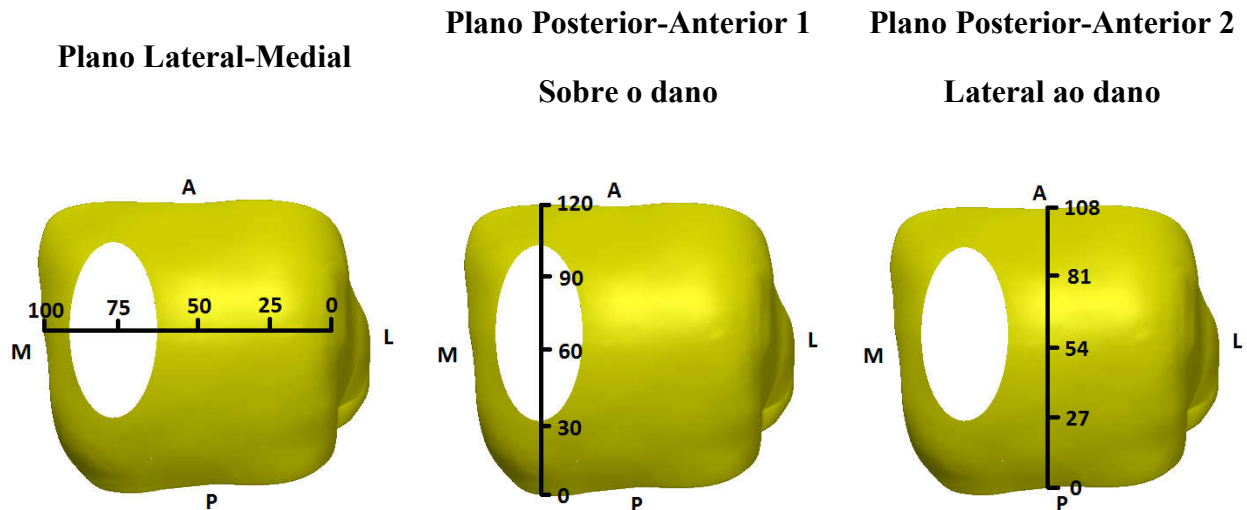


Figura 65 - Distribuição de tensões ao longo da espessura da cartilagem

De forma a compreender melhor o efeito das diferentes lesões osteocondrais na cartilagem, procedeu-se à análise das tensões de *Von Mises* obtidas em diferentes linhas ao longo da cartilagem e através dos planos coronal e sagital. Foi também criada uma elipse em torno do dano de 20mm,

de forma a avaliar a influência da geometria do dano sobre as tensões registadas na região em torno da lesão. A localização destas linhas, assim como as suas coordenadas correspondentes nos gráficos, pode ser vista na Tabela 13.

Tabela 13 - Localização dos planos a estudar, na cartilagem do tálus
Legenda: L-Lateral, M-Medial, A-Anterior, P-Posterior



Através da utilização destas linhas no modelo CAD é possível obter os valores de tensão ao longo dos diferentes planos, de forma a perceber a influência da dimensão da lesão na cartilagem.

As escalas apresentadas nas figuras acima correspondem às abcissas dos gráficos que se seguem.

É importante, no entanto, ter em consideração que os sensores utilizados passam por pontos específicos na superfície da cartilagem, sendo possível que alguns dos valores obtidos sejam picos de tensão singulares, inevitáveis em simulações numéricas.

Nos seguintes subcapítulos serão analisados os resultados obtidos nos diferentes planos.

6.8.3.1 Plano Lateral-Medial

O primeiro plano avaliado é o plano lateral-medial de acordo com o definido na Tabela 13 e os valores obtidos foram iniciados do ponto mais lateral da cúpula superior da cartilagem (lado oposto à lesão osteocondral) e terminaram no ponto mais medial da cartilagem.

Analisando a figura é preciso, em primeiro lugar, ter em conta que o sensor passa pelo dano (quando existente) e, por esse motivo, à medida que o dano aumenta deixam de existir o mesmo número de pontos de registo de tensões. Essa é a razão pela qual acontecem interrupções nos gráficos respeitantes a série de dados de uma cartilagem com lesão.

Partindo para a análise de resultados, verifica-se que as tensões são praticamente idênticas na zona afastada do dano (quando existente), como se pode ver no intervalo de abcissas entre 1 e 45. A partir deste ponto, já se verifica a influência dos diferentes danos, sendo a sua amplitude dependente da dimensão dos mesmos. As tensões registadas ao longo deste sensor aumentam com a dimensão do dano. Uma das zonas em que a tensão registada apresenta uma magnitude elevada é a zona medial ao dano (coordenadas 80 até 103), verificando-se também um aumento de tensão com o aumento da dimensão do dano.

Relativamente ao aumento de tensões obtidas, observa-se que mesmo um dano de dimensões pequenas é suficiente para despoletar um aumento da concentração de tensões. Verifica-se que no caso da cartilagem sem dano se regista uma tensão de $0,4\text{MPa}$ e, já no caso de um dano de 10mm , regista-se, no mesmo ponto, uma tensão de cerca de $1,7\text{MPa}$: ou seja observa-se um aumento de aproximadamente 350%. A tensão mais alta, com um valor $2,3\text{MPa}$, ocorre no caso do dano de 20mm .

O raio de influência causado pelo dano neste sensor, é dependente da dimensão do mesmo, no entanto é seguro afirmar que o dano afeta a concentração de tensões na sua zona periférica.

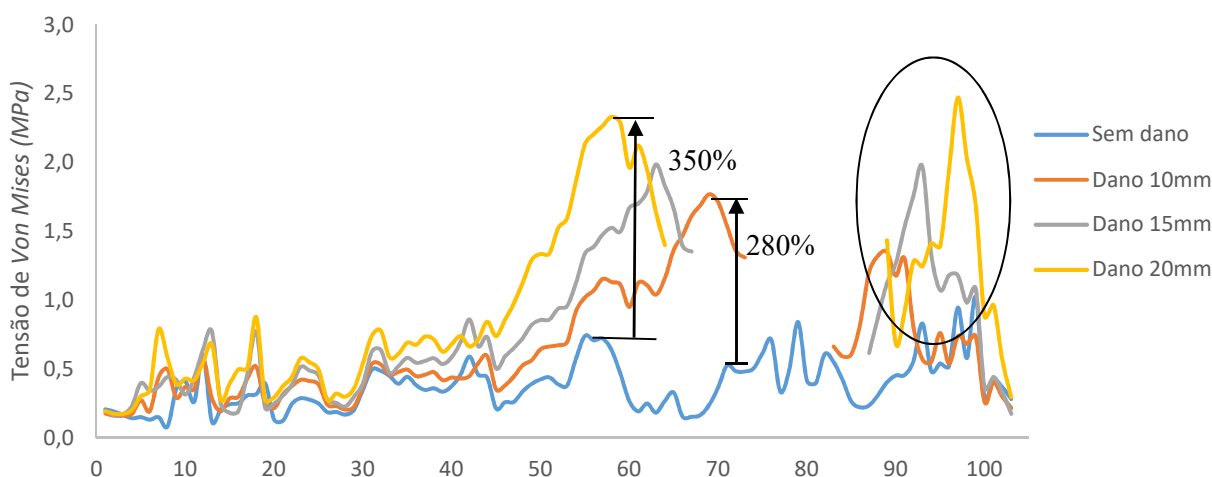


Figura 66 - Evolução das tensões ao longo do plano lateral->medial

6.8.3.2 Plano Posterior-Anterior (sobre o dano)

Esta linha foi colocada numa zona em que intersectará o dano, pelo que o número de pontos a analisar será inferior. No entanto foi criada devido ao interesse em avaliar qual o efeito da lesão nas posições posterior e anterior em relação ao dano. Os valores obtidos foram iniciados na zona posterior da cartilagem e progrediram até à zona anterior da cartilagem.

A análise da Figura 67 permite concluir, que ao contrário do plano anterior em que se verifica um aumento de tensões com a dimensão do dano, o mesmo não se verifica neste sensor para todos os danos. A interpretação deste gráfico é mais complexa, devido aos valores terem sido retirados de uma linha ao longo do maior eixo do dano, existindo pontos de análise de tensão cada vez menos numerosos quanto maior for o dano em análise.

É importante notar também que o aumento de tensões se verifica mais cedo na zona posterior da cartilagem, sendo esta a zona mais sensível ao aumento da dimensão da lesão. A zona anterior à lesão é mais resistente à concentração de tensões no caso de danos de dimensões grandes (próximo dos 20mm), devido a não existir um contacto direto quando a articulação se encontra em posição neutra sobre carga. O maior aumento de tensão na zona posterior à lesão dá-se na série de dados com dano de 20mm atingindo um valor de cerca de $3,7\text{MPa}$, no entanto, os valores obtidos nos restantes danos são idênticos. Relativamente ao máximo de tensão na zona anterior à lesão, este acontece na série de dados com o dano de 10mm . Verifica-se também que existe, a partir dos 3mm de distância do limite da lesão, uma suavização de tensões na direção posterior da cartilagem. No caso da direção anterior da cartilagem, a suavização dá-se de forma imediata no caso de um dano de 20mm , pois trata-se de uma zona em que a pressão de contacto é menor devido ao elevado comprimento do eixo maior do dano.

Conclui-se então que ao longo deste sensor as tensões registadas foram globalmente maiores atingindo um máximo de $3.7MPa$, não se verificando diferenças significativas relacionadas com a dimensão dos danos.

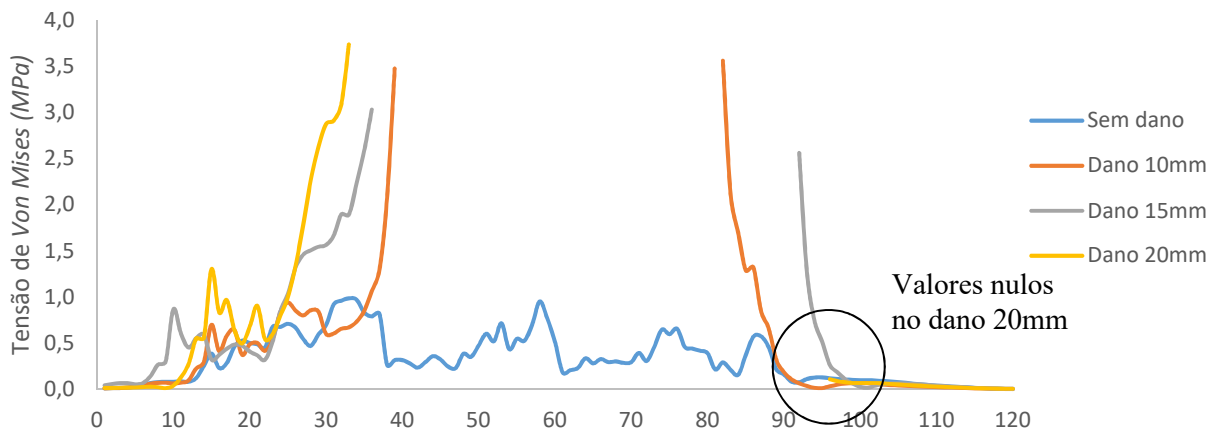


Figura 67 - Evolução das tensões ao longo do plano posterior->anterior (sobre o dano)

6.8.3.3 Plano Posterior-Anterior (lateral ao dano)

O objetivo deste plano é avaliar a influência dos diferentes danos numa zona mais afastada da cartilagem.

Através da análise deste plano verifica-se que na zona em que foi colocado, a influência dos danos já é mais suave, existindo um aumento global mais acentuado no caso de um dano de 20mm, provavelmente devido ao facto de ser um dano de maiores dimensões e por isso se encontrar mais próximo do sensor colocado. Os restantes valores registados são bastante similares (em especial no caso do dano de 10mm em que o aumento de tensões, em comparação com a cartilagem saudável, é bastante baixo), no entanto nota-se que quanto maior é o dano, maiores são as tensões nas zonas em análise, ainda que sejam de magnitudes irrisórias ($0,2 MPa$ de aumento para o dano de 10mm). Este gráfico foi obtido também com o objetivo de viabilizar os resultados obtidos anteriormente, através da existência de valores de tensão mais moderados e estáveis.

A título conclusivo verifica-se que o dano de 20mm apresenta um aumento de tensão superior aos restantes danos, atingindo um valor máximo de cerca de $1,8 MPa$ o que representa um aumento de 225 % no mesmo local onde um dano de 10mm apresenta um valor máximo de tensão de $0,8 MPa$.

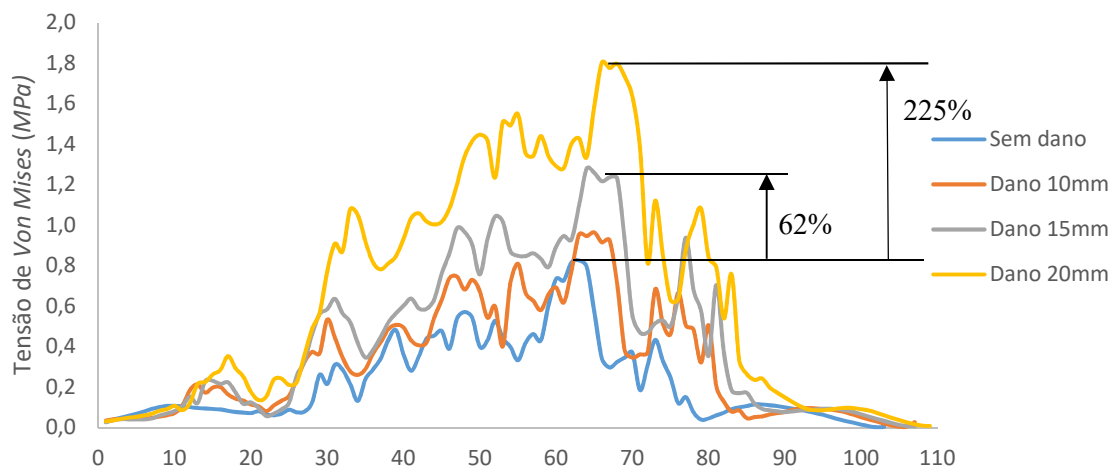


Figura 68 - Evolução de tensões ao longo do plano posterior->anterior (lateral ao dano)

6.8.4 Estudo comparativo com articulação em posição de flexão plantar (15°)

O objetivo deste estudo é comparar a influência de lesões de diferentes dimensões, numa articulação posicionada em flexão plantar, de forma a compreender a influência das diferentes lesões nas atividades diárias dos pacientes. Desta forma, e tal como no estudo anterior em posição neutra, criaram-se quatro ensaios: um sem dano, outro com um dano de 10mm, outro com o dano de 15mm, e, finalmente, um ensaio com um dano de 20mm.

Analisando a Tabela 14 verifica-se que tanto as tensões de *Von Mises* como as pressões de contacto são superiores na zona posterior da cartilagem, o que se deve à posição da articulação.

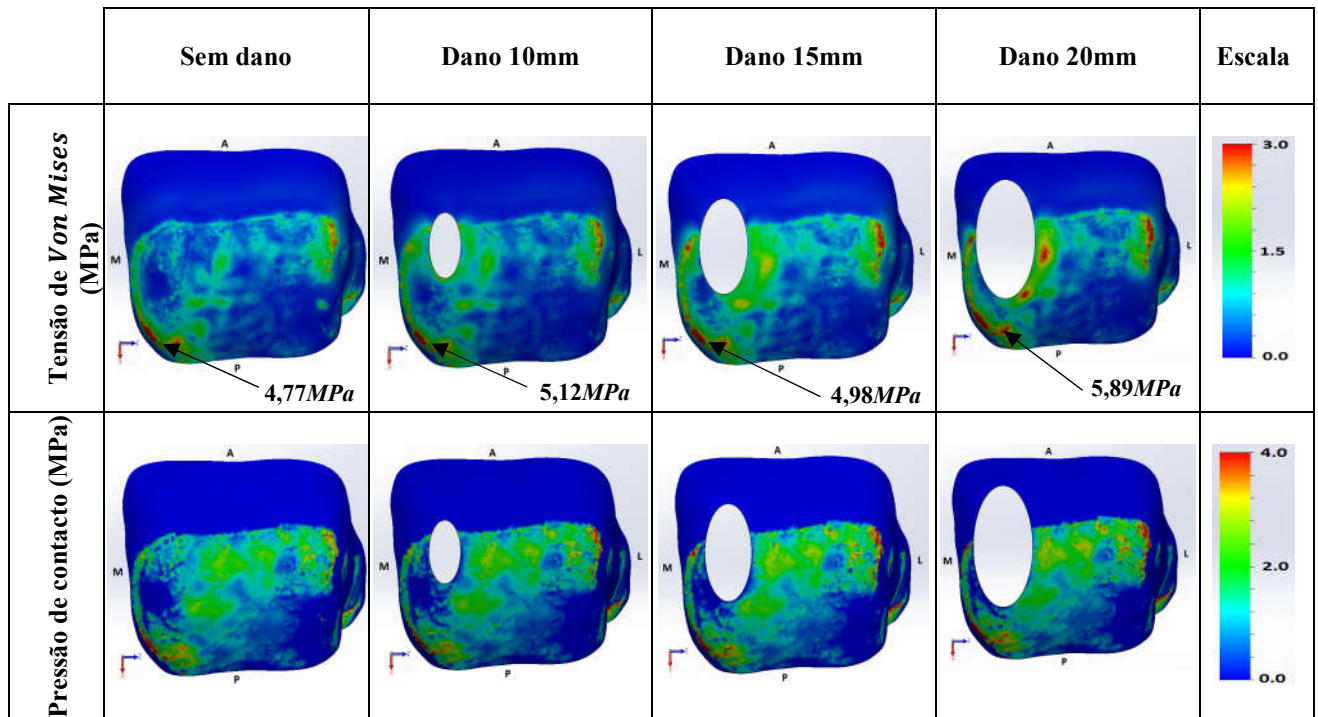
Verifica-se que onde se deverá localizar o dano é uma zona de baixas tensões no caso da cartilagem saudável, no entanto, quando existe dano, observa-se uma concentração de tensões em seu redor. Estas tensões apresentam uma tendência para aumentarem com a dimensão do dano em estudo, não existindo alteração significativa da localização dos picos de tensão.

Verifica-se que os máximos de tensão registados aumentam com a dimensão do dano exceto para um dano de 15mm, que apresenta um máximo inferior ao dano de 10mm. A localização dos máximos com a articulação nesta posição é sempre o mesmo, e será uma das zonas principais de contacto entre a cartilagem da tíbia e do tálus.

Relativamente à pressão de contacto não se verifica uma influência significativa da dimensão da lesão na sua magnitude.

Tabela 14 - Resultados na cartilagem do tálus provenientes do estudo comparativo com articulação em posição de flexão plantar 15° com e sem lesão osteocondral:

Legenda: A-Anterior, P-Posterior, M-Medial, L-Lateral



6.8.4.1 Plano Lateral-Medial

As séries de tensões apresentadas foram obtidas na direção lateral medial, como foi definido anteriormente (Tabela 13) no entanto, é importante ter em consideração que a linha sobrepõe um dano, existindo por isso zonas de interrupção no gráfico.

Analisando a Figura 69 verifica-se que as tensões registadas nas séries de dados correspondentes aos diferentes danos, seguem o mesmo padrão entre si, apresentando picos nas mesmas localizações, sendo que os pontos máximos são registados na zona medial da cartilagem e também na lateral. Estas são zonas com tensões mais altas devido a serem os locais onde o contacto entre as cartilagens se dá em primeiro lugar.

Observa-se que um aumento na dimensão do dano corresponde a um aumento das tensões registadas na zona próxima do dano (coordenadas 60 e 70, dependendo dos diferentes casos). Regista-se um máximo de 2,3 MPa o que representa um aumento de cerca de 450%, face ao valor obtido na série de dados correspondente à cartilagem nativa.

A zona afetada pela concentração de tensões causada pelo dano é mais extensa na zona lateral ao dano.

Relativamente aos picos de tensão representados no fim da série de danos (coordenadas 90 a 110) poderão ser causados pelo contacto entre o rebordo da cartilagem da tibia e o tálus.

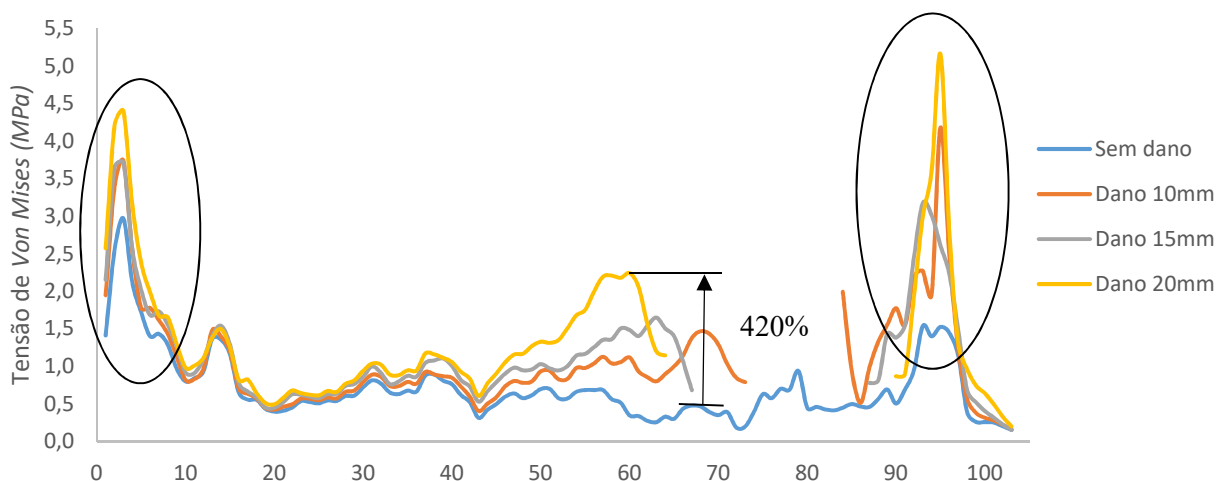


Figura 69 - Evolução de tensões no plano lateral->medial

6.8.4.2 Plano Posterior-Anterior (sobre o dano)

As tensões apresentadas seguidamente foram obtidas na direção posterior-anterior tal como ilustrado na Tabela 13. A linha utilizada sobrepõe os danos, daí as séries de dados correspondentes aos maiores danos conterem menos valores e, por isso, maiores interrupções nos gráficos.

Analisando a Figura 70 é difícil obter conclusões relativamente à influência do dano ao longo deste sensor visto que, devido à posição da articulação, as tensões localizam-se principalmente na zona posterior ao dano para as quais existem poucos pontos ao longo da zona em análise. No entanto, é possível verificar que existe um aumento das tensões próximo do dano (coordenadas 30 a 40).

A tensão mais elevada na zona próxima do dano observa-se na série de dados correspondente ao dano de 10mm, registando-se um valor de cerca de $2,7\text{MPa}$ que corresponde a um aumento de cerca de 380% em comparação com o mesmo ponto da série de dados sem dano.

Na zona posterior ao dano verifica-se a existência de picos de tensão nas diferentes séries de dados, no entanto, o valor registado nestes picos é superior (em $0,5\text{MPa}$ em relação ao dano 10mm na mesma posição) para as séries de dados de 15mm e de 20mm, o que se deverá ao facto de existir uma zona de contacto principal entre a cartilagem do tálus e da tíbia nesta zona nestes casos.

Na zona anterior ao dano as tensões registadas aproximam-se do valor nulo, devido à articulação se encontrar em posição de flexão plantar e, por, não existirem pressões de contacto nessa zona da cartilagem.

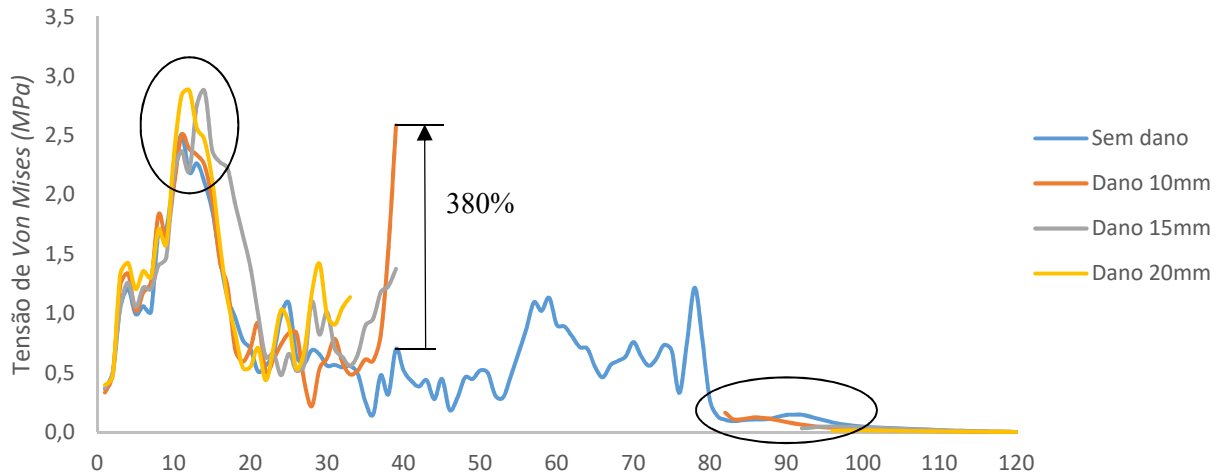


Figura 70 - Evolução de tensões no plano posterior->anterior (sobre o dano)

6.8.4.3 Plano Posterior-Anterior (lateral ao dano)

Este plano localiza-se na zona lateral ao dano, próxima da fronteira da zona afetada, e foi criado de forma a avaliar a influência da lesão em zonas mais afastadas da fronteira do dano.

Analisando a Figura 71, observa-se neste plano, que os valores obtidos são inferiores aos obtidos no mesmo plano para posição neutra (valor máximo na posição neutra é $1,8 \text{ MPa}$, já nesta posição é de $1,6 \text{ MPa}$).

Verifica-se que existe um aumento global de tensões à medida que o tamanho do dano aumenta, e que o valor máximo se regista no caso do dano de grandes dimensões. Verifica-se também que a zona mais afastada do dano é a zona onde as tensões são mais uniformes, independentemente da dimensão do dano (zona posterior, coordenadas 1 a 28) e que na zona anterior da cartilagem as tensões aproximam-se do valor nulo, devido à posição de flexão plantar da articulação. Conclui-se, no entanto, que o aumento mais significativo se verifica na série de dados “Sem dano” para o dano de 10mm na zona central da cartilagem (coordenadas 50 a 70), indicando que mesmo um dano de pequenas dimensões na posição de flexão plantar pode influenciar consideravelmente o valor de tensões na zona central da cartilagem do tálus.

Observa-se também que para esta posição da articulação existe outro pico de tensão na zona posterior da cartilagem a qual, no caso da cartilagem sem dano, apresenta uma tensão de cerca de $0,75 \text{ MPa}$, sendo uma zona de contacto entre as cartilagens da tíbia e do tálus.

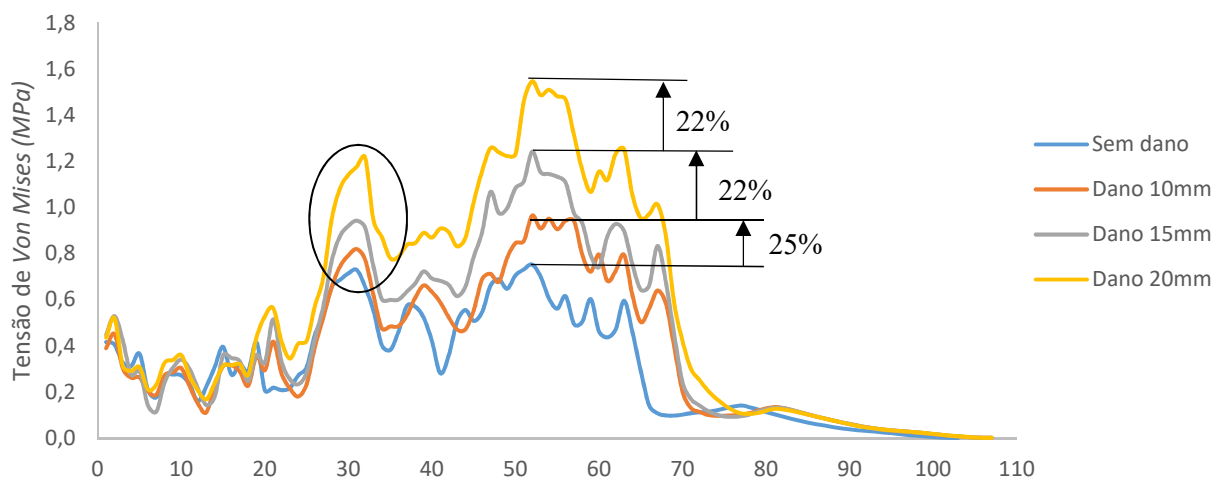


Figura 71 - Evolução de tensões no plano posterior->anterior (lateral ao dano)

6.8.5 Estudo comparativo com articulação em posição de dorsiflexão (10º)

O objetivo deste estudo é comparar a influência de lesões de diferentes dimensões, numa articulação posicionada em dorsiflexão. Foram realizados quatro ensaios, um dos quais com a cartilagem saudável, e os restantes com três danos de diferentes dimensões. Os resultados obtidos encontram-se na Tabela 15, onde se reuniram as tensões de *Von Mises* e as pressões de contacto da cartilagem nos seus diferentes estados.

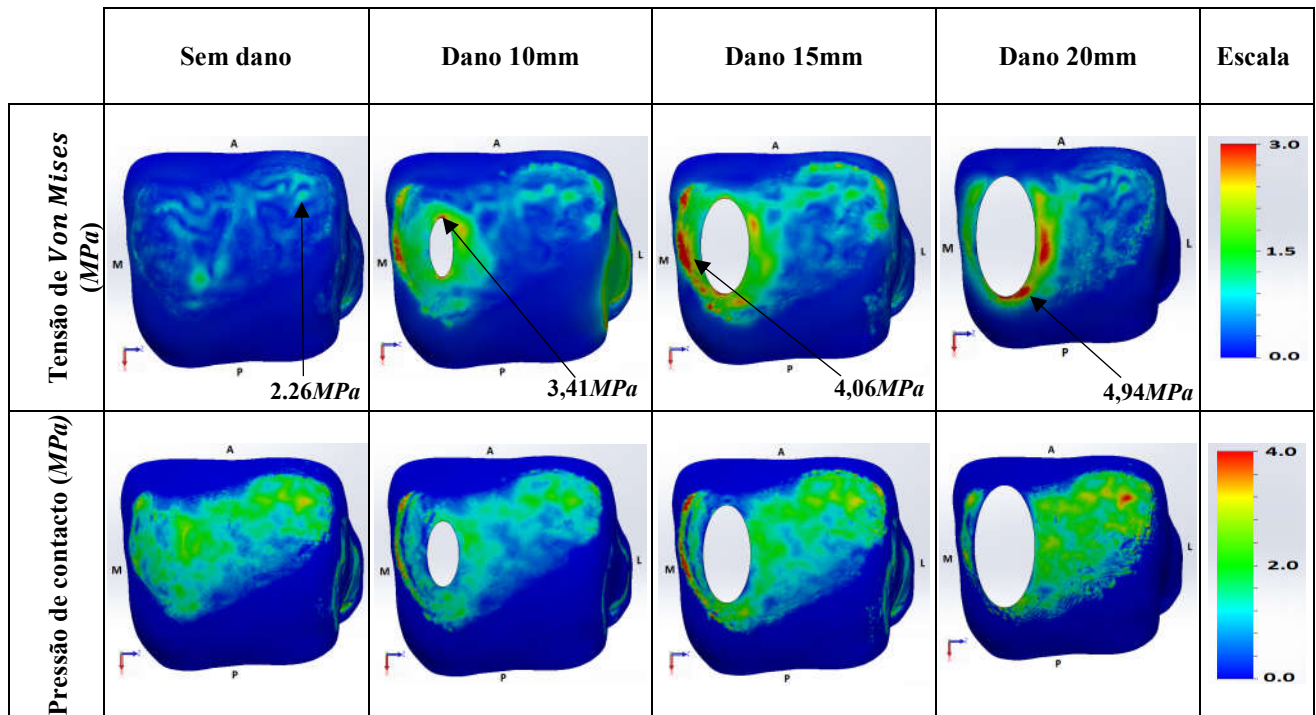
A partir da análise da tabela verifica-se que, tal como nas restantes posições da articulação, existe um aumento de tensões de *Von Mises* com o aumento do dano, no entanto os locais de concentração de tensões são variáveis consoante a dimensão do dano. Verifica-se que no caso da cartilagem nativa as tensões registadas são baixas encontrando-se distribuídas preferencialmente pela parte anterior da cartilagem. No caso do dano de 10mm verifica-se um aumento da concentração de tensões em torno da periferia do dano, como verificado nos casos anteriores, no entanto encontra-se também uma zona de concentração de tensões na zona medial ao dano sendo esta zona mais visível no caso do dano de 15mm. Ao analisar a morfologia das cartilagens da articulação verifica-se que esta zona é resultado do contacto entre o rebordo da cartilagem da tíbia e a cartilagem do tálus.

No respeitante à pressão de contacto, verifica-se que o dano de 10mm causa a diminuição da pressão de contacto, mas, ao aumentar a dimensão do dano as tensões tornam a aumentar mantendo-se, no entanto, a mesma morfologia de concentração de tensões.

Analisando os máximos de tensão para os diferentes danos verifica-se que estes aumentam à medida que a dimensão do dano aumenta e que têm localização diferentes.

Tabela 15 - Resultados na cartilagem do tálus provenientes do estudo comparativo com articulação em posição de dorsiflexão 10° com e sem lesão osteocondral:

Legenda: A-Anterior, P-Posterior, M-Medial, L-Lateral



6.8.5.1 Plano Lateral-Medial

O objetivo da Figura 72 é avaliar a evolução das tensões ao longo deste plano, verificando as implicações dos diferentes danos, ao longo da superfície superior da cartilagem.

Ao analisar a figura correspondente ao plano lateral-medial verifica-se que as tensões registadas na cartilagem sem dano são baixas e bastante uniformes quando comparadas com as restantes posições da articulação.

Tal como o observado nos casos anteriores, existe um aumento de tensões nas zonas próximas dos danos, sendo possível observar o fenómeno mesmo no dano de menores dimensões. Registam-se picos de tensão na zona lateral ao dano (coordenadas 40 a 70 dependendo da dimensão do dano em causa) e na zona medial (coordenadas 80 a 100). Esta última zona será o resultado do contacto entre o rebordo da cartilagem da tíbia com o tálus, tal como sucedido no caso anterior com a articulação em flexão plantar. No caso do dano de 15mm, não se nota uma evolução expressiva das tensões registadas obtendo-se valores similares aos registados para o dano de 10mm.

A tensão máxima na zona lateral ao dano observa-se na série de dados correspondente ao dano de 20mm e apresenta um valor de cerca de 2,8MPa, o que corresponde a um aumento aproximado de 560% em relação aos valores registados na cartilagem sem dano.

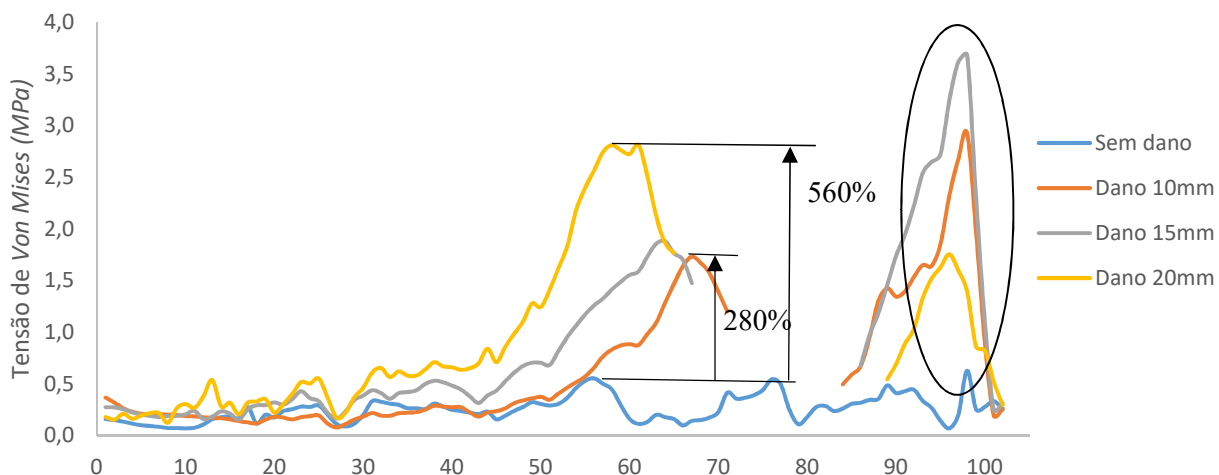


Figura 72 - Evolução de tensões no plano lateral->medial

6.8.5.2 Plano Posterior-Anterior (sobre o dano)

O objetivo da Figura 73 é avaliar as tensões registadas ao longo do plano posterior-anterior sobre o dano, iniciando-se no limite posterior da cartilagem até ao limite anterior da cartilagem, consoante as diferentes lesões na cartilagem e também a influência do posicionamento da articulação.

Tal como na figura anterior, verifica-se que na série de dados “Sem dano” os valores observados raramente ultrapassam o valor de $0,5\text{MPa}$, registando-se os valores mais altos na zona da crista medial (coordenadas 85 a 100). No caso da lesão pequena verifica-se que existe um aumento de tensões na zona em redor do dano, atingindo um ponto de tensão alto ($2,8\text{MPa}$) no limite posterior do dano e o máximo no limite anterior do dano ($3,2\text{MPa}$).

No caso da lesão média (15mm) observa-se um comportamento similar ao da lesão pequena, sendo que o valor máximo registado nesta série de dados será 7% superior ao registado na série de dados correspondente à lesão pequena. A série de dados em que se registam os valores mais elevados corresponde à lesão de dimensão grande, em que se regista um máximo de cerca de $4,0\text{MPa}$ no limite posterior do dano. Na zona posterior do dano verifica-se, no entanto, uma grande diminuição da tensão registada, aproximando-se dos $0,5\text{MPa}$.

A grande diferença em relação aos gráficos obtidos nas restantes posições da articulação é que os valores de tensão registados nas zonas anteriores ao dano são consideravelmente superiores, em especial no caso do dano de 20mm.

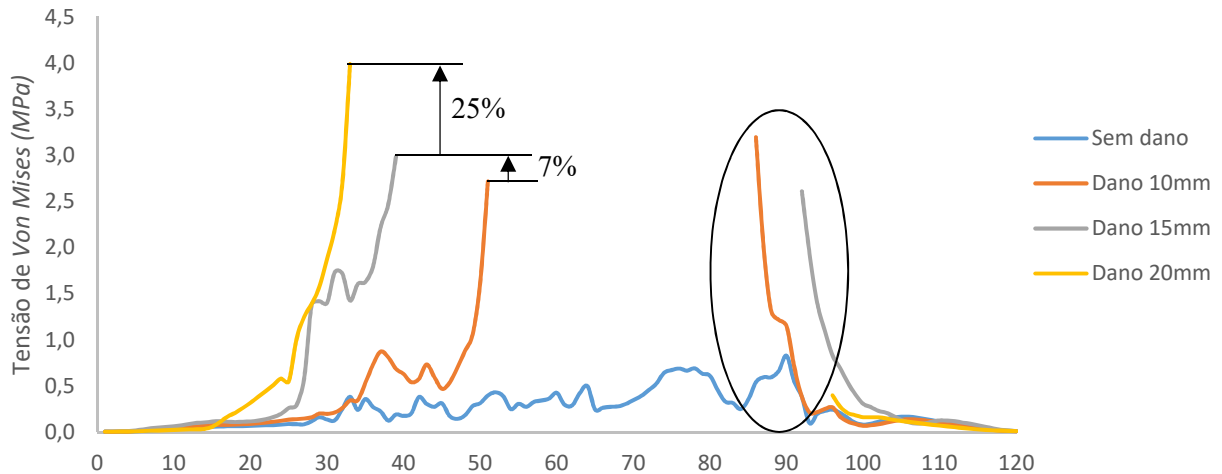


Figura 73 - Evolução de tensões no plano anterior-posterior (sobre o dano)

6.8.5.3 Plano Posterior->Anterior (lateral ao dano)

No Figura 74 registam-se as tensões ao longo do plano posterior anterior afastado do dano.

Através da observação do gráfico verifica-se que tanto na série de dados “Sem dano” como na série de dados “Dano 10mm”, as tensões registadas são bastante similares, o que indica que o dano pequeno tem pouco impacto no aumento de tensões, em zonas afastadas da lesão.

Na série de dados correspondente ao dano de 15mm verifica-se um aumento de tensões de cerca de 40% em relação à cartilagem saudável.

Quanto ao dano de 20mm, verifica-se que as tensões registadas são superiores em praticamente toda a zona de análise, sendo que o valor máximo obtido se situa numa zona mais próxima da zona central da cartilagem, registrando um valor de cerca de 1,7MPa. Um dos fatores que terá influenciado os valores de tensão superiores no caso do dano de 20mm, terá sido a sua maior proximidade ao limite do dano.

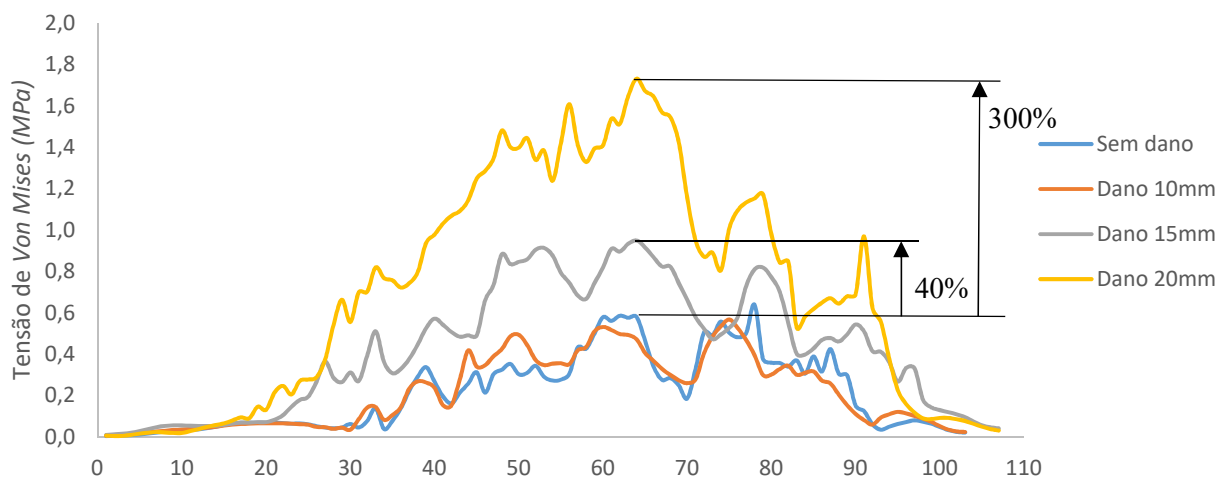


Figura 74 - Evolução de tensões no plano posterior -->anterior (lateral ao dano)

6.8.6 Efeito da espessura da cartilagem nas tensões registadas na cartilagem do tálus

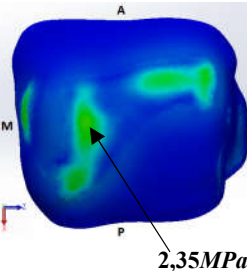
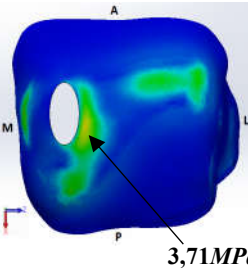
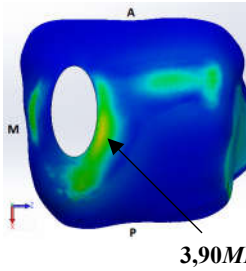
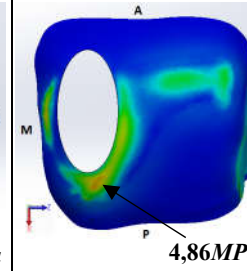

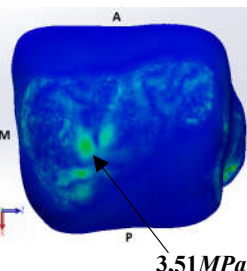
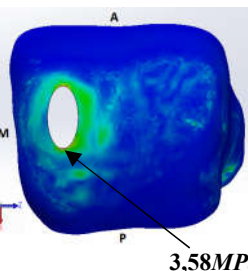
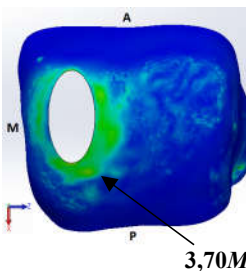
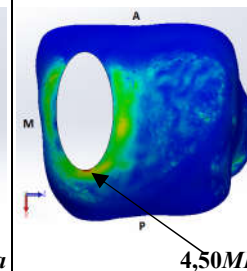
O objetivo deste subcapítulo consiste em verificar qual a influência da espessura da cartilagem do tálus nas tensões de *Von Mises* registadas na sua superfície superior. Para esse efeito optou-se por criar uma cartilagem 0,5mm mais espessa do que a cartilagem utilizada nos ensaios anteriores e realizar ensaios numéricos mantendo todas as condições de fronteira inalteradas.

O estudo para efetuar esta comparação foi realizado em posição neutra para as diferentes condições de cartilagem.

Através da análise da Tabela 16 é possível verificar:

- Em primeiro lugar que a distribuição de tensões ao longo da superfície da cartilagem é menor, existindo zonas de maior concentração de tensões.
- Em segundo lugar verifica-se que nas zonas de concentração de tensões se registam valores mais elevados. Nota-se também influência nas características do dano relativamente à localização das concentrações de tensão registadas, assim como aos valores de pico.
- Verifica-se que o valor máximo nas tensões registadas para cada dano, ocorre sempre no caso da cartilagem mais espessa, sendo que o valor mais alto é 4,86MPa e ocorre na cartilagem espessa com dano de 20mm.
- De forma a compreender melhor as variações de tensão optou-se pela criação de gráficos comparativos ao longo do plano lateral-medial, comparando as tensões registadas para os diferentes danos.

Tabela 16 - Resultados comparativos entre a cartilagem normal e cartilagem com uma espessura superior
Legenda: A-Anterior, P-Posterior, M-Medial, L-Lateral

	Sem dano	Dano 10mm	Dano 15mm	Dano 20mm	Escala
Cartilagem espessa (MPa)	 2,35MPa	 3,71MPa	 3,90MPa	 4,86MPa	
Cartilagem normal (MPa)	 3,51MPa	 3,58MPa	 3,70MPa	 4,50MPa	

Seguidamente serão apresentados gráficos comparativos entre as tensões de *Von Mises* registadas na cartilagem normal e na cartilagem mais espessa para os diferentes danos.

Em primeiro lugar analisa-se a Figura 75, na qual se comparam as tensões para as diferentes espessuras na cartilagem saudável, concluindo-se que no caso de uma cartilagem com espessura

superior se verifica uma maior regularidade das tensões. Observam-se, no entanto, zonas com picos mais altos de tensão localizados lateralmente e medialmente à crista medial do tálus.

Quanto à cartilagem normal observa-se uma maior irregularidade das tensões apresentadas ao longo do sensor, tensões globais mais baixas e observa-se um pico de tensão com o valor aproximado de 1MPa . No mesmo local regista-se ainda uma tensão de $2,1\text{MPa}$ para a cartilagem mais espessa.

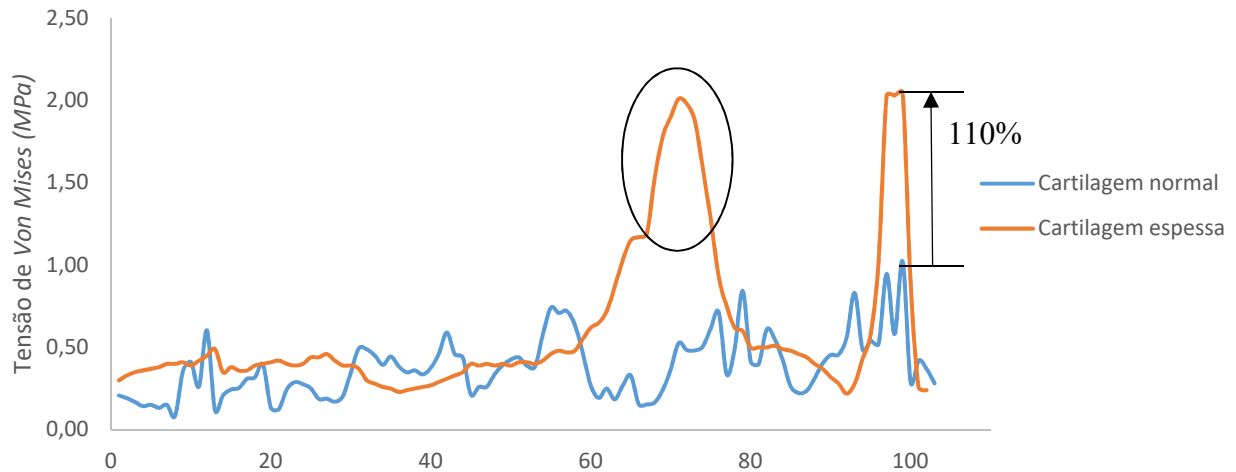


Figura 75 - Comparação da evolução de tensões na cartilagem espessa e normal sem dano ao longo do plano lateral-medial

Na Figura 76 é apresentada a evolução de tensões nas cartilagens ao longo do plano lateral-medial para o dano de 10mm e conclui-se que, tal como anteriormente, os valores registados na cartilagem espessa são mais uniformes do que os registados na cartilagem normal. Verifica-se ainda que as zonas de maior tensão são idênticas nos dois casos, registam-se picos de tensão mais elevados no caso da cartilagem espessa e a zona da crista medial é, mais uma vez, a zona de maiores tensões. No caso da cartilagem normal o valor máximo de tensão é cerca de $1,75\text{MPa}$ e, no caso da cartilagem espessa, aproxima-se de $2,75\text{MPa}$. O segundo valor mais alto de tensão localiza-se na zona medial ao dano e possui o valor de $2,15\text{MPa}$.

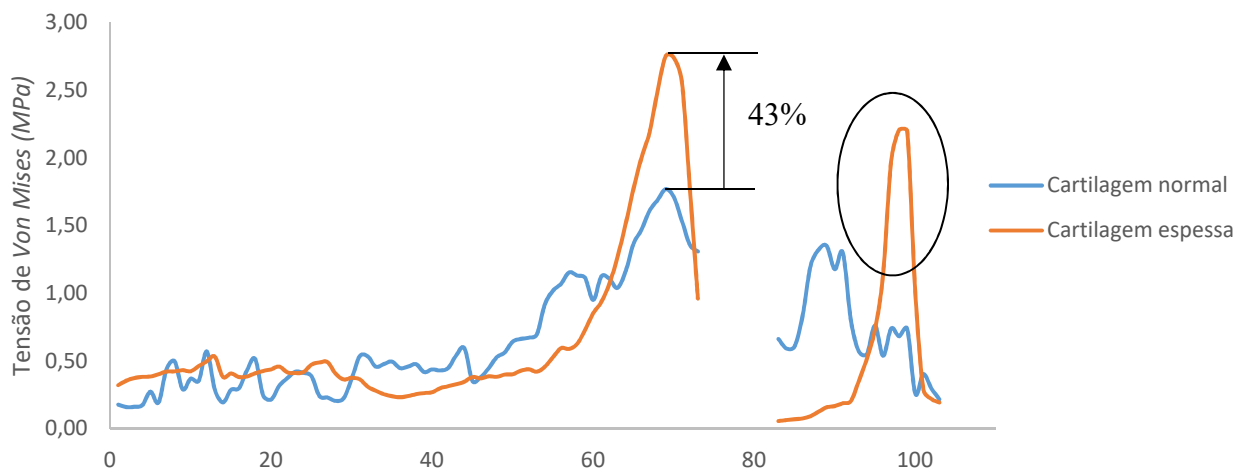


Figura 76 - Comparação da evolução de tensões na cartilagem espessa e normal com dano de 10mm no plano lateral-medial

A Figura 77 apresenta, para um dano de dimensão média, a evolução de tensões nas diferentes cartilagens ao longo do sensor 1. Verifica-se de novo, que as tensões são mais regulares no caso da série de dados correspondente à cartilagem mais espessa, no entanto, as diferenças nos picos de tensão são mais baixas, sendo que no caso da cartilagem normal a tensão mais alta registada ao longo deste sensor é $2,0 \text{ MPa}$ e no caso da cartilagem espessa a tensão mais alta registada é quase $2,5 \text{ MPa}$. Relativamente à zona onde se regista o pico de tensão é, tal como nos restantes casos, mais uma vez próxima da crista medial do tálus.

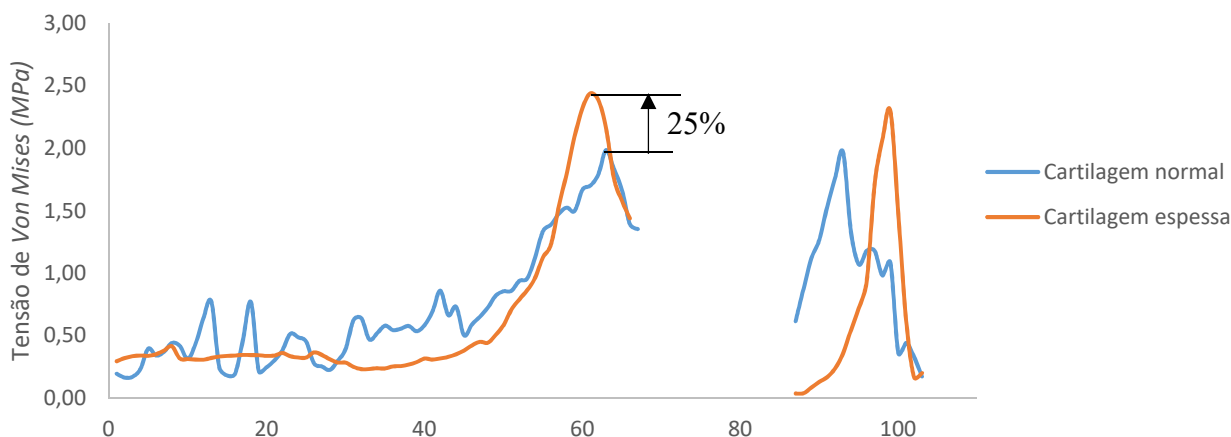


Figura 77 - Comparação da evolução de tensões na cartilagem espessa e normal com dano de 15mm no plano lateral-medial

A Figura 78 apresenta a evolução da tensão nas diferentes cartilagens ao longo do plano lateral-medial para o dano de 20mm. É possível verificar que as tensões registadas nas diferentes cartilagens seguem o comportamento verificado nos casos anteriores, embora neste caso as tensões na cartilagem normal sejam maiores numa grande parte da área superficial superior. No entanto o máximo de tensão continua a registar-se para a cartilagem mais espessa ainda que seja na zona medial ao dano, obtendo-se um valor de $3,2 \text{ MPa}$ e, no caso da cartilagem normal, o valor máximo é $2,5 \text{ MPa}$. A zona onde as tensões são mais elevadas é uma constante ao longo destes estudos e localiza-se na crista medial do tálus.

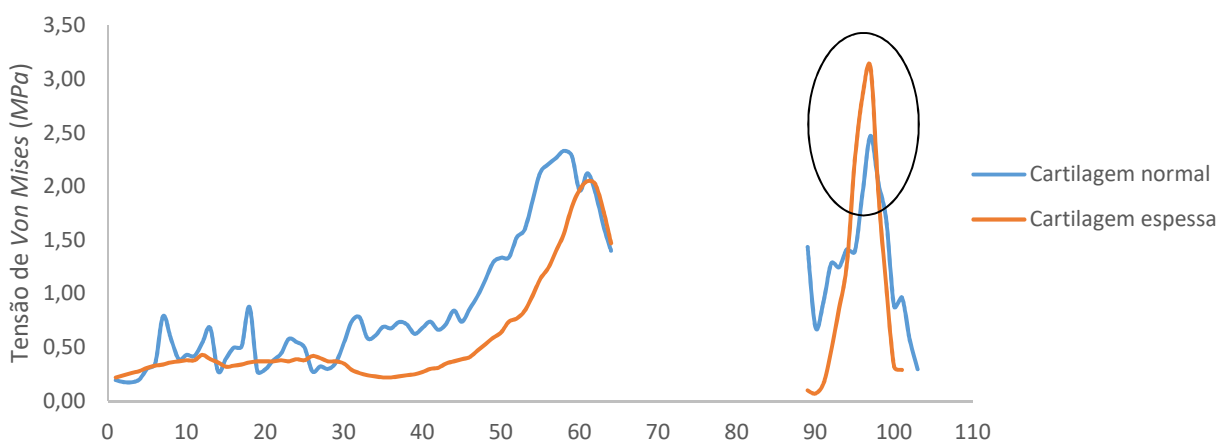


Figura 78 - Comparação da evolução de tensões na cartilagem espessa e normal com dano de 20mm no plano lateral-medial

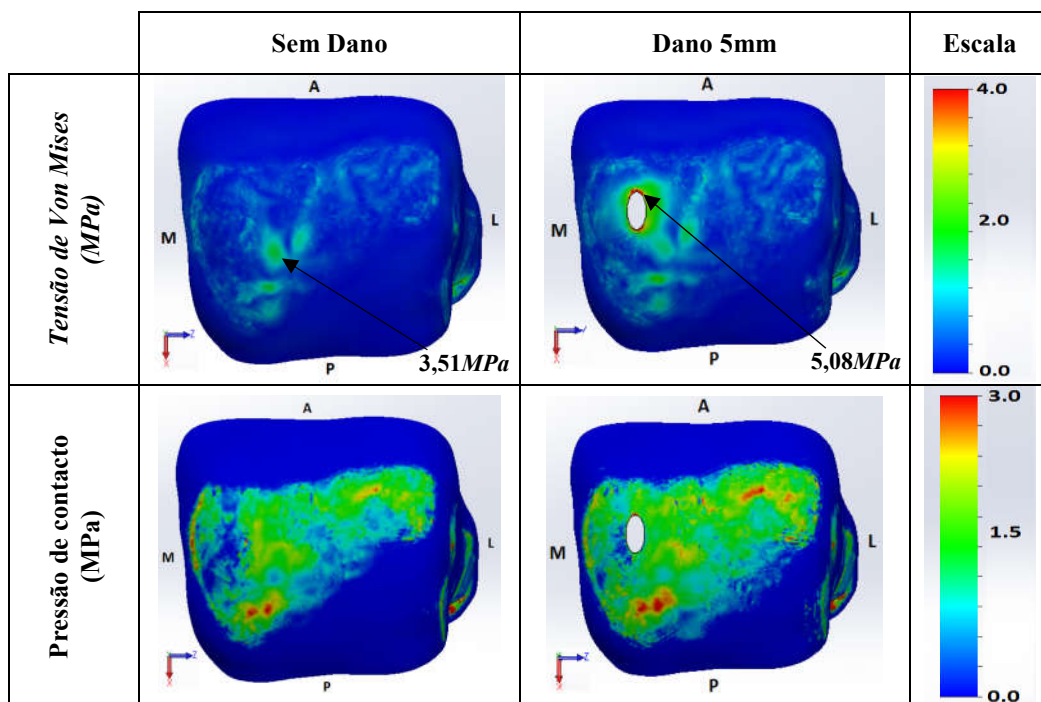
6.8.7 Influência de uma microlesão nas tensões registadas na cartilagem do tálus

Em todos os estudos efetuados a lesão de menores dimensões possui um eixo maior de 10mm, no entanto, visto existirem lesões de menores dimensões, é interessante analisar qual o comportamento da cartilagem, numa lesão de 5mm no seu maior eixo, a qual foi designada como microlesão.

Na Tabela 17 apresenta-se a comparação de tensões entre a cartilagem sem lesão e a cartilagem com a microlesão de 5mm. Através da análise desta tabela conclui-se que a microlesão afeta apenas as tensões registadas na zona próxima do dano, sendo que a restante área superior da cartilagem apresenta tensões similares às registadas na cartilagem sem dano.

A pressão de contacto apresenta um aumento na cartilagem com a microlesão.

Tabela 17 - Resultados comparativos entre o dano oval e o dano circular
Legenda: A-Anterior, P-Posterior, M-Medial, L-Lateral



Para melhor compreender o efeito da microlesão apresentam-se na Figura 79 as tensões registadas ao longo do plano lateral-medial, comparando as tensões na cartilagem saudável, com a microlesão e com a lesão de 10mm.

O aumento de tensões criado pela microlesão localiza-se particularmente, na zona próxima do dano atingindo valores similares às registadas no caso do dano de 10mm e que se traduzem em aumentos de aproximadamente 226% na tensão de *Von Mises*.

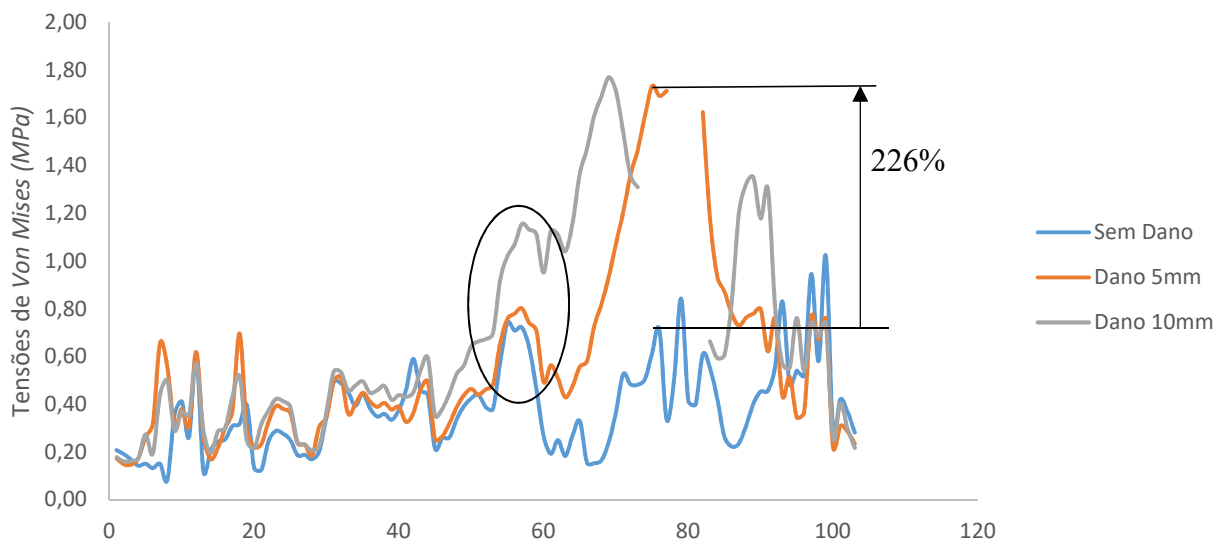


Figura 79 - Comparação da evolução de tensões entre a cartilagem saudável, a microlesão e o dano de 5mm

Desta forma é possível concluir que mesmo uma lesão de pequenas dimensões causa um aumento considerável (226%) das tensões na cartilagem representando um efeito equiparável a uma lesão de 10mm na sua zona periférica. Conclui-se também que a microlesão não é responsável pelo aumento de tensões na restante área da cartilagem, especialmente se comparada com um dano de 10mm ou superior.

6.8.8 Efeito da geometria do dano nas tensões registadas na cartilagem do tálus

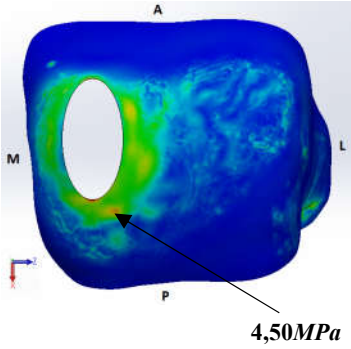
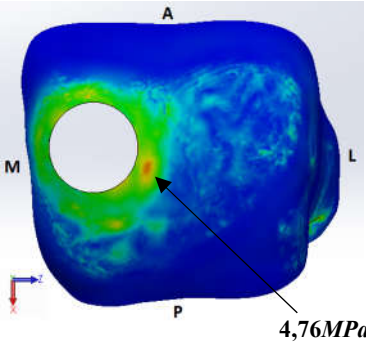
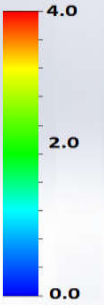
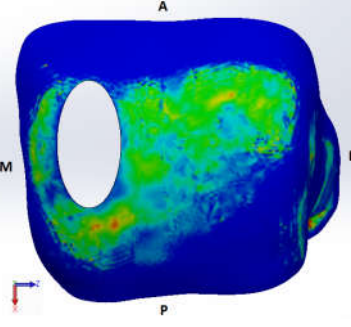
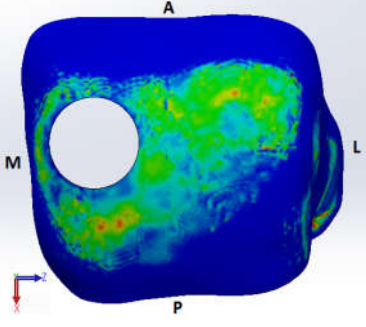
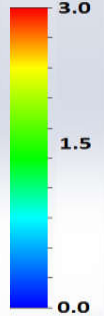
O objetivo deste subcapítulo é analisar a influência da geometria da lesão osteocondral nas tensões registadas na cartilagem do tálus. Para este efeito comparou-se a lesão oval (15mm de maior eixo e 7,5mm de menor eixo) utilizada nos restantes estudos, com um dano circular de área equivalente (5,3mm de diâmetro) de forma a comparar os valores de tensão de *Von Mises* obtidos, assim como os da pressão de contacto. De notar que todas as condições de fronteira, cargas aplicadas e centro do dano se mantiveram inalteradas, de forma a poder comparar os resultados em situações idênticas.

Observando a Tabela 18 verifica-se em primeiro lugar que as diferenças entre os diferentes danos, tanto em tensões de *Von Mises* como em pressão de contacto, são pequenas. Relativamente às tensões de *Von Mises* conclui-se que a distribuição de tensões é muito semelhante, no entanto, existem algumas diferenças a apontar: no caso do dano circular verifica-se a existência de tensões em torno de toda a periferia do dano contudo o mesmo não se verifica no caso do dano oval, em que não existe concentração de tensões na zona posterior ao dano.

Outro detalhe a apontar é a distinta localização dos picos de tensão nos dois tipos de danos.

Relativamente à pressão de contacto as diferenças são praticamente inexistentes, sendo que uma das poucas diferenças a apontar é, mais uma vez, a existência de pressão de contacto na zona posterior ao dano circular, não se verificando a mesma situação no dano oval.

Tabela 18 - Resultados comparativos entre o dano oval e o dano circular
Legenda: A-Anterior, P-Posterior, M-Medial, L-Lateral

	Dano oval	Dano circular	Escala
Tensão de Von Mises (MPa)			
Pressão de contacto (MPa)			

Para melhor compreender a diferença na evolução de tensões, utilizaram-se os valores obtidos ao longo do sensor 1 nos diferentes danos. É de notar que devido à diferença na dimensão dos danos, as interrupções nos gráficos dão-se em zonas diferentes.

Observando a Figura 80, verifica-se que as conclusões retiradas pela análise da tabela anterior estão de acordo com o verificado através da análise das tensões provenientes do plano lateral-medial. No início das séries de dados verifica-se que as tensões registadas são semelhantes para os diferentes danos e que apenas se começam a notar diferenças à medida que os valores se começam a aproximar dos respetivos danos.

Verifica-se que para o dano circular as tensões são maiores na periferia deste, sofrendo um decréscimo à medida que existe um afastamento do mesmo. No caso do dano oval observa-se um decréscimo das tensões registadas na sua fronteira e existem picos de tensão em zonas ligeiramente afastadas da fronteira.

No caso dos máximos registados nota-se que o dano circular regista um máximo de $2,5MPa$ e o dano oval o valor de $2,0MPa$ para o mesmo ponto.

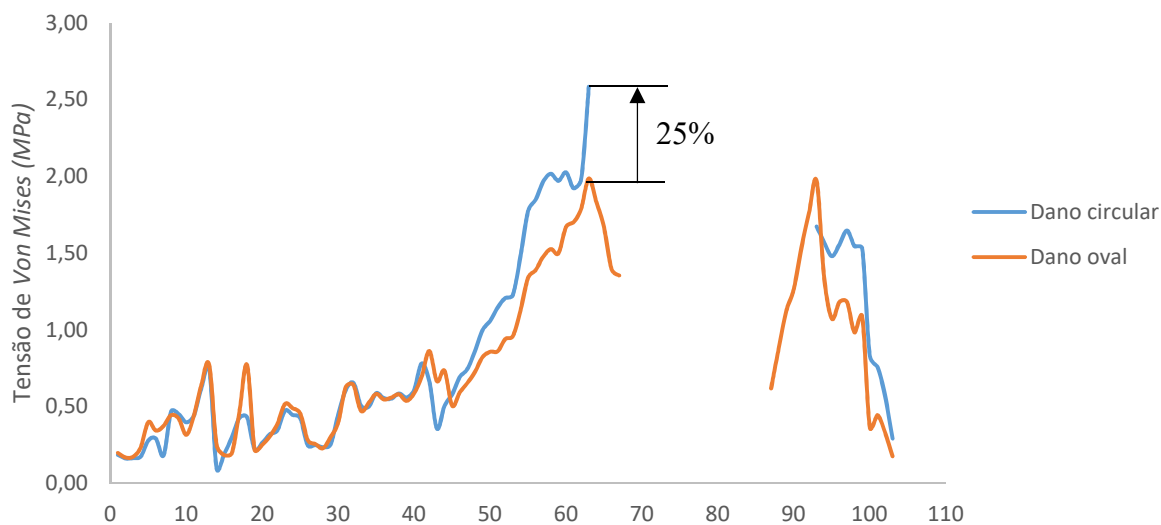


Figura 80 - Comparação da evolução de tensões na cartilagem com diferentes danos de dimensão equivalente.

6.8.9 Efeito da regularidade da periferia do dano nas tensões registadas na cartilagem do tálus

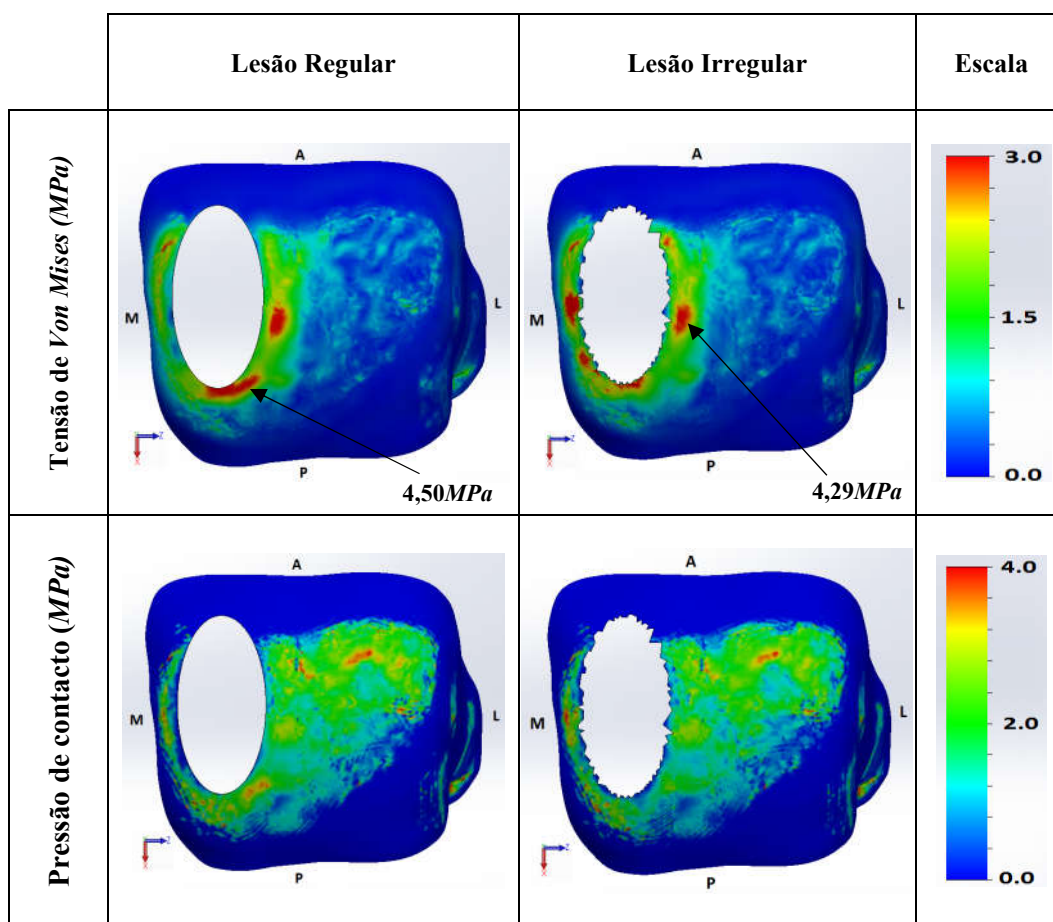
Uma das questões que surgiu durante a realização deste trabalho foi a forma como a periferia da lesão influenciaria as tensões registadas na sua periferia, se seriam superiores ou inferiores, e se a sua diferença seria significativa. Como se sabe, as lesões neste trabalho foram simuladas com elipses perfeitas, devido a serem mais fáceis de implementar e a ser mais fácil controlar a sua dimensão.

De modo a testar as diferenças, foi criado um dano com uma dimensão equivalente de 20mm, mas com uma morfologia “exageradamente” irregular. Foi criada uma simulação nas mesmas condições das restantes utilizando o mesmo modelo.

De forma a obter conclusões relativamente à restante área superficial da cartilagem, obtiveram-se os padrões de tensão de *Von Mises* que podem ser consultados na Tabela 19, onde se verifica que as tensões na parte superior da cartilagem se concentram na zona periférica ao dano nos dois casos, estando em concordância com os resultados obtidos anteriormente. Verifica-se também que no caso da cartilagem com dano irregular, existem zonas de concentração de tensões que não existem no caso da cartilagem com dano regular, indicando que existirão zonas de concentração de tensões dependendo da irregularidade da periferia da lesão. Ainda assim a irregularidade da lesão parece não ter uma influência significativa sobre o resto da superfície tanto inferior como superior da cartilagem.

Quanto à pressão de contacto verifica-se que a regularidade do dano não influencia significativamente este valor.

Tabela 19 - Comparação entre dano regular e irregular
Legenda: A-Anterior, L-Lateral, P-Posterior, M-Medial.



Para melhor avaliar os efeitos da irregularidade da lesão foi criada uma linha em torno do dano, de forma a registar as tensões ao longo da mesma.

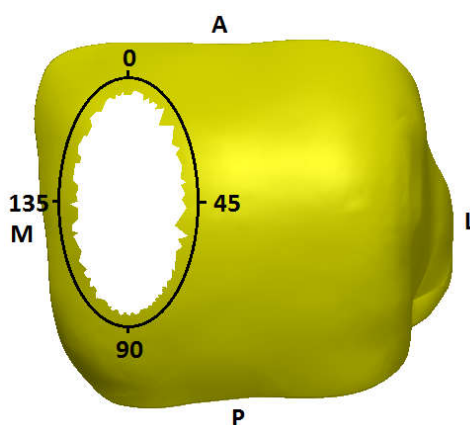


Figura 81 - Linha para análise do efeito da regularidade do dano

Utilizando a linha apresentada na Figura 81 foi possível comparar as diferenças de tensão entre dois tipos de danos.

Analisando a Figura 82 é possível concluir que tanto no início como no fim da série de dados, as tensões registadas para o dano regular são idênticas às tensões registadas para o dano irregular. No entanto, verifica-se que na zona central do gráfico existem partes em que as tensões no dano irregular são superiores às tensões no dano regular e vice-versa. Ainda assim, os picos de tensão ocorrem na série de dados correspondente ao dano irregular, registando-se uma tensão máxima de 3,5MPa, enquanto que o valor máximo no caso da cartilagem com dano regular se fica pelos 2,7

MPa, indicando que uma cartilagem com um dano irregular registrará tensões mais elevadas na zona periférica ao dano.

Considera-se que as tensões mais elevadas se devem à maior concentração de tensões devido às características irregulares na geometria dos danos: estes efeitos têm uma maior influência na zona medial e lateral aos danos, perdendo a influência nas zonas posterior e anterior ao dano (no caso do tornozelo em posição neutra).

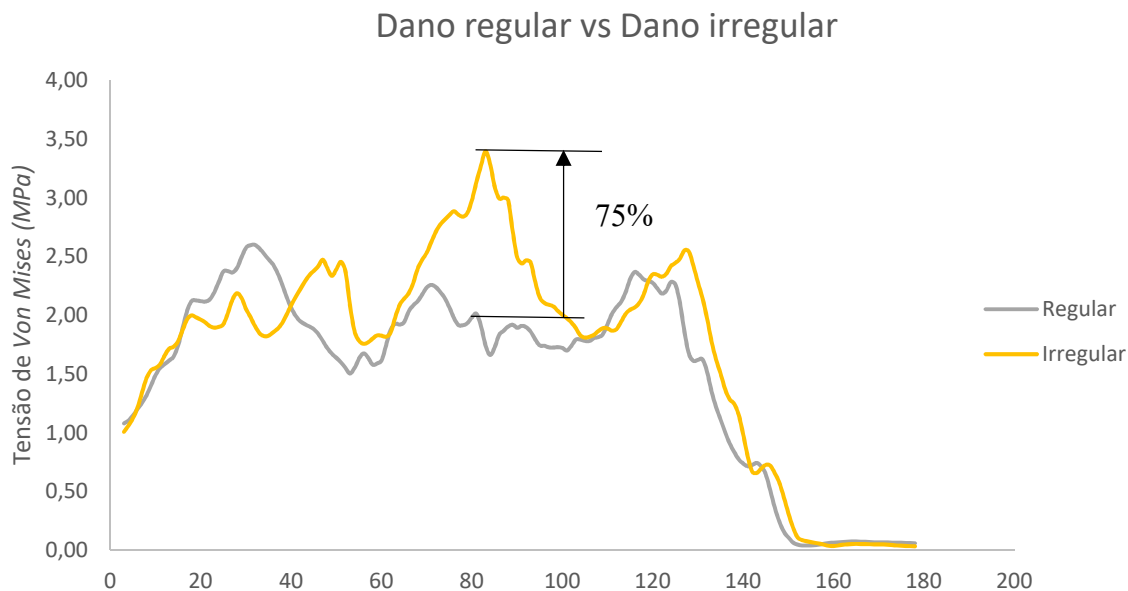


Figura 82 - Evolução de tensões em torno da lesão

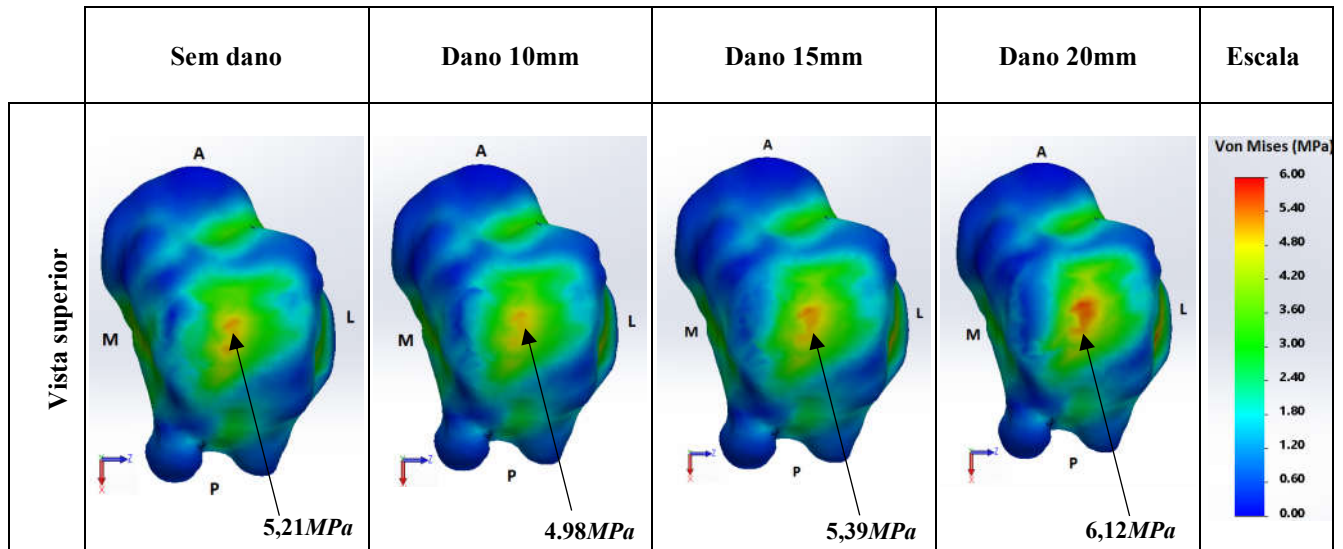
6.8.10 Influência da dimensão do dano na superfície óssea dos tálus

Um dos sintomas da lesão abordada neste estudo é a dor na articulação. Devido ao facto de não ser possível abordar essa variável num estudo numérico, optou-se por estudar comparativamente as tensões na cúpula superior do tálus em posição neutra para os diferentes danos, utilizando o caso de cartilagem sem dano como controlo. Parte-se do pressuposto que quanto maiores as tensões registadas maior a probabilidade de o paciente sentir dor na articulação.

Através da análise da tabela é possível verificar que a área em que as tensões são mais elevadas é independente da existência de lesão na cartilagem, como se observa pela comparação dos resultados obtidos na cartilagem sem dano com os resultados respeitantes aos restantes danos. Conclui-se também que o aumento de tensões na cartilagem com um dano pequeno é inexistente em relação à cartilagem saudável: verifica-se até uma pequena diminuição no pico de tensão. Relativamente ao aumento para o dano médio é possível registar um ligeiro aumento de 8% nas tensões registadas, o aumento maior dá-se para o dano grande (6,12MPa) e, ainda assim, o local onde se dá o pico de tensão permanece o mesmo.

Partindo do pressuposto que a tensão verificada no tálus está diretamente relacionada com a dor sentida pelo paciente, conclui-se que no caso da lesão de 20mm, existe uma tensão superior aos restantes casos aumentando a possibilidade de sensação de dor pelo paciente.

Tabela 20 - Tensões na superfície superior do tálus com a articulação em posição neutra
Legenda: L-Lateral; M-Medial; P-Posterior; A-Anterior.



6.9 Conclusões

Após a realização dos ensaios nas diferentes posições da articulação é importante comparar os resultados obtidos de forma a concluir qual a posição em que se registam as tensões mais críticas. Para esse efeito analisam-se as tensões registadas ao longo do plano lateral-medial e do plano posterior-anterior (sobre o dano) nas lesões de grandes dimensões, visto serem os danos onde se registam as mais altas tensões e onde as séries de dados possuem uma maior amostra de valores.

Na Tabela 21 os máximos de tensão e a média de tensões encontram-se assinalados a negrito para cada sensor e, dessa forma, conclui-se que a posição na qual se registam tensões mais altas é na posição de flexão plantar. É importante notar que estes dados apenas abrangem os valores obtidos ao longo do plano lateral-medial e do plano posterior-anterior (sobre o dano).

Tabela 21 - Comparação dos resultados obtidos no dano 20mm nas três diferentes posições

	Plano lateral-medial		Plano posterior-anterior (sobre o dano)	
	Tensão máxima (MPa)	Média de tensões (MPa)	Tensão máxima (MPa)	Média de tensões (MPa)
Posição neutra	2,47	0,94	3,74	0,55
Posição flexão plantar	5,16	1,39	2,88	0,73
Posição dorsiflexão	2,81	0,93	3,99	0,39

Um dos fatores que se verificou como tendo principal influência sobre as tensões registadas na cartilagem foi a dimensão do dano, na Tabela 22 apresenta-se os valores máximos e médios de tensão para as diferentes dimensões da lesão, com a articulação em posição neutra, sendo possível concluir que tanto a tensão máxima como a média de tensões mais altas se observa no dano de 20mm.

Tabela 22 - Comparação dos resultados obtidos para as diferentes dimensões do dano, na posição neutra

	Sem dano	Dano 10mm	Dano 15mm	Dano 20mm
Tensão máxima (MPa)	1,02	1,77	1,99	2,47
Média de tensões (MPa)	0,38	0,66	0,78	0,94

Ainda em relação à dimensão da lesão, verifica-se que o aumento das tensões registadas está relacionado com o aumento da dimensão da lesão, registando-se aumentos de aproximadamente 350% entre a cartilagem sem dano e cartilagem com um dano de 20mm.

Verificou-se que a existência de uma lesão de dimensões muito pequenas (5mm) implicou um aumento das tensões registadas em torno do dano na ordem dos 226% (equivalente a um dano de 10mm) mas, no entanto, não se registaram alterações substanciais na restante superfície da cartilagem.

Acerca da influência da geometria do dano verificou-se que as diferenças não são significativas, obtendo-se a mesma magnitude de tensões nos diferentes casos e apenas uma variação de 25% próxima da lesão.

Na análise à regularidade do dano verificou-se que, no respeitante à magnitude global de tensões obtidas, não existem diferenças muito significativas ainda que se observe uma tendência para uma maior tensão no caso do dano irregular. No respeitante aos picos de tensão observados verificou-se que a existência de arestas afiadas influenciou a concentração de tensões na cartilagem, indicando que o mesmo poderá acontecer em outras situações.

Relativamente à espessura da cartilagem é seguro afirmar que o seu aumento leva a uma diminuição das tensões na superfície superior da cartilagem do tálus, no entanto este aumento não se verifica no caso da cartilagem sem dano. No que toca às cartilagens lesionadas verifica-se uma diminuição das tensões ainda que variável.

Nos outros trabalhos consultados verificou-se que os aumentos de tensão registados nos mesmos são inferiores aos registados neste trabalho, isto deve-se em parte, ao facto de nos restantes estudos ser abordada a articulação do joelho, e serem utilizadas condições de fronteira diferentes deste trabalho. No entanto o trabalho de Papaioannou et al [15] afirma que um dano osteocondral implica a concentração de tensões na cartilagem afetada e o mesmo foi verificado no presente trabalho. Relativamente às pressões de contacto registou-se neste estudo uma média de 2,0-2,5 MPa, já no estudo de Papaioannou et al registaram-se valores de 1,2-1,5 MPa.

Relativamente à tensão de rutura da cartilagem, conclui-se que as tensões registadas neste trabalho não ultrapassam o limite de 13-20MPa enunciado por alguns estudos como limite para a integridade da cartilagem [101,102].

7 Conclusão e futuros desenvolvimentos

A lesão osteocondral no tornozelo é uma das principais causas de limitação física e desconforto em populações jovens ativas, sendo por isso importante alargar o conhecimento acerca desta patologia. Com este trabalho pretende-se colocar um ponto de partida para outros estudos acerca desta lesão utilizando modelos e métodos mais avançados.

O presente trabalho teve como objetivo a análise da influência de diferentes fatores nas tensões registadas na cartilagem afetada, utilizando diferentes métodos com a finalidade de obter resultados objetivos e conclusivos. Ainda assim, é impossível replicar, de uma forma totalmente fiável, uma articulação tão complexa como o tornozelo, utilizando um modelo numérico.

O modelo numérico, sendo obtido a partir de uma articulação verdadeira, permite uma aproximação satisfatória a nível antropométrico. Neste modelo foram tidos em conta os diferentes tipos de ossos e as diferentes cartilagens entre as distintas superfícies ósseas em análise. Para a obtenção de um modelo numérico aceitável é também necessário efetuar determinadas simplificações, sendo que neste caso se optou por omitir as influências dos tecidos moles, tais como os músculos e tendões envolvidos na articulação os quais terão efeito sobre a distribuição de forças aplicadas na articulação e, em último caso, nas tensões registadas.

É importante também afirmar que neste estudo o objetivo não foi a procura de valores absolutos, havendo uma maior preocupação em encarar os valores obtidos de um ponto de vista comparativo, relacionando os valores obtidos com a alteração das diferentes condições do estudo, tais como a posição da articulação, dimensão ou geometria do dano. No entanto é possível considerar que os fatores que mais influenciam as tensões na cartilagem são a dimensão do dano, a posição da articulação e a regularidade da periferia do dano. É aconselhado, por esse motivo, intervencionar cirurgicamente a lesão a partir de um dano de 10mm, em especial se apresentar uma periferia irregular. Isto porque lesões a partir desta dimensão são responsáveis pelo aumento da concentração de tensões numa extensa área da cartilagem, pondo em causa a estabilidade da mesma. Ao intervencionar a lesão, diminui-se a probabilidade de agravamento da lesão, podendo-se restabelecer em parte a mobilidade e qualidade de vida do paciente.

Quanto à validação experimental do modelo, foi possível obter resultados satisfatórios, garantindo uma correlação de 72%. No entanto, conclui-se que a implementação e controlo de um modelo experimental é sempre mais complexa do que a implementação de um modelo através do método dos elementos finitos, sendo difícil garantir que as condições num estudo numérico e num estudo experimental são iguais. Um dos fatores que provavelmente teria influência na qualidade dos resultados experimentais obtidos seria a substituição do material utilizado para simular a cartilagem, por um material menos dúctil, com um módulo de elasticidade superior, tal como o silicone, visto ser um material com propriedades conhecidas e ser mais fácil prever e recriar o seu comportamento.

É importante apontar alguns pontos a melhorar no desenvolvimento de trabalhos futuros:

- A criação de um modelo não linear para a cartilagem, visto ser um modelo que a descreve de uma forma mais adequada e possibilitar a obtenção de resultados absolutos
- A alteração das forças aplicadas sobre a articulação simulando variadas atividades físicas, relacionar a posição da lesão osteocondral com as tensões registadas na cartilagem
- Criar lesões osteocondrais na cartilagem da tíbia verificando a sua influência.

A título conclusivo é possível afirmar que recorrer aos métodos de engenharia para o estudo de diferentes patologias ortopédicas apresenta inúmeras vantagens face a restantes métodos de estudo muito mais dispendiosos. Aliar a medicina à engenharia é cada vez mais uma “receita” para o sucesso e inovação.

Referências bibliográficas

- [1] J. Hamill and K. M. Knutzen, *Bases Biomecânicas do Movimento Humano*, 1st ed. Manole LTDA, 1999.
- [2] J. A. E. Pina, *Anatomia Humana da Locomoção*, 2nd ed. Lisboa: Lidel, 1999.
- [3] J. Watkins, *Estrutura e função do sistema musculoesquelético*, 1st ed. Porto Alegre: ARTMED, 2001.
- [4] N. Palastanga, D. Field, and R. Soames, *Anatomia e Movimento Humano: Estrutura e Função*, 1st ed. Bela Vista: Manole LTDA, 2000.
- [5] J. S. Hall, *Biomecânica Básica*, 3rd ed. Rio de Janeiro: Guarnabara Koogan, 2000.
- [6] “Anatomia do tornozelo.” [Online]. Available: <http://www.scoi.com/specialties/anatomy-ankle>. [Accessed: 26-Nov-2015].
- [7] F. H. Netter, *Atlas da Anatomia Humana*, 2nd ed. Porto Alegre: ARTMED, 2000.
- [8] “Anatomia do pé.” [Online]. Available: <http://wellnessadvocate.com/?dgl=5701>. [Accessed: 26-Nov-2015].
- [9] V. H. Frankel and M. Nordin, *Basic biomechanics of the skeletal system*, 6th ed. Philadelphia: Lea & Febiger, 1980.
- [10] A. M. Bhosale and J. B. Richardson, “Articular cartilage: structure, injuries and review of management,” *Br. Med. Bull.*, vol. 87, no. 1, pp. 77–95, Jan. 2008.
- [11] “Ankle Arthritis — Ankle Arthritis | Ankle Replacement | Arthrodesis | Ankle Fusion.” [Online]. Available: <http://www.anklearthritis.co.uk/ankle-arthritis-1/#normal-structure-and-function>. [Accessed: 12-Jul-2017].
- [12] “Ligamentos do tornozelo.” [Online]. Available: <http://blogdescalada.com/lesoes-no-tornozelo-o-que-sao-e-como-tratar>. [Accessed: 26-Nov-2015].
- [13] “Músculos da parte inferior da perna.” [Online]. Available: <http://formasaudaveligf.blogspot.com.br/2013/08/trino-para-pernas-pernas-gigantes.html>. [Accessed: 01-Dec-2015].
- [14] L. Qiu, X. Ma, L. Gao, Y. Men, and C. Zhang, “Analysis of the mechanical state of the human knee joint with defect cartilage in standing,” *J. Mech. Med. Biol.*, vol. 16, no. 8, p. 9, 2016.
- [15] G. Papaioannou, C. K. Demetropoulos, and Y. H. King, “Predicting the effects of knee focal articular surface injury with a patient-specific finite element model,” *Knee*, vol. 17, no. 1, pp. 61–68, 2010.
- [16] H. Hatze, “The meaning of the term ‘biomechanics,’” *J. Biomech.*, vol. 7, no. 2, pp. 189–190, Mar. 1974.
- [17] O. Rasmussen and I. Tovborg-Jensen, “Mobility of the ankle joint: recording of rotatory

- movements in the talocrural joint in vitro with and without the lateral collateral ligaments of the ankle.,” *Acta Orthop. Scand.*, vol. 53, no. 1, pp. 155–60, Feb. 1982.
- [18] J. Chen, S. Siegler, and C. D. Schneck, “The three-dimensional kinematics and flexibility characteristics of the human ankle and subtalar joint--Part II: Flexibility characteristics.,” *J. Biomech. Eng.*, vol. 110, no. 4, pp. 374–85, Nov. 1988.
- [19] A. Lundberg, O. K. Svensson, C. Bylund, and G. Selvik, “Kinematics of the ankle/foot complex--Part 3: Influence of leg rotation.,” *Foot Ankle*, vol. 9, no. 6, pp. 304–9, Jun. 1989.
- [20] S. Hall, *Basic biomechanics*, 5th ed. Boston: McGraw-Hill, 2007.
- [21] J. H. Hicks, “The mechanics of the foot,” *J. Anat.*, vol. 88, no. Pt 1, p. 25–30.1, 1954.
- [22] D. Rodrigues, “Biomechanics of the Total Ankle Arthroplasty: Stress Analysis and Bone Remodeling,” Instituto Superior Técnico, 2013.
- [23] J. Stiehl, *Biomechanics of the ankle joint*, 1st ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1991.
- [24] R. T. Hockenbury and G. J. Sammarco, “Evaluation and Treatment of Ankle Sprains,” *Phys. Sportsmed.*, vol. 29, no. 2, pp. 57–64, Feb. 2001.
- [25] I. Kapandji, “The Physiology of the Joints. Volume 2,” *Postgraduate Medical Journal*, vol. 51, no. 599. BMJ Group, p. 682, 01-Sep-1975.
- [26] R. N. Stauffer, E. Y. Chao, and R. C. Brewster, “Force and motion analysis of the normal, diseased, and prosthetic ankle joint.,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, no. 127, pp. 189–96, Jan. 1977.
- [27] D. Winter, *Biomechanics and motor control of human movement*, 4th ed. Toronto: Wiley, 2009.
- [28] R. Valmassy, *Clinical biomechanics of the lower extremities*, 1st ed. San Francisco: Mosby, 1995.
- [29] F. Fonseca and A. Completo, *Fundamentos de biomecânica músculo-esqueléticas e ortopédica*. Publindustria, 2011.
- [30] A. Seireg and Arvikar, “The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking.,” *J. Biomech.*, vol. 8, no. 2, pp. 89–102, Mar. 1975.
- [31] B. Reggiani *et al.*, “Finite element analysis of a total ankle replacement during the stance phase of gait.,” *J. Biomech.*, vol. 39, no. 8, pp. 1435–43, Jan. 2006.
- [32] J. Perry, *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*, 2nd ed., vol. 12. New Jersey: Slack Incorporated, 2010.
- [33] *Medical essays and observations, Volume 6*. Balfour, 1752.
- [34] F. König, “Ueber freie Körper in den Gelenken,” *Dtsch. Zeitschrift für Chir.*, vol. 27, no. 1–2, pp. 90–109, Dec. 1888.
- [35] P. F. O’Loughlin, B. E. Heyworth, and J. G. Kennedy, “Current concepts in the diagnosis and treatment of osteochondral lesions of the ankle.,” *Am. J. Sports Med.*, vol. 38, no. 2, pp. 392–404, Feb. 2010.

- [36] A. B. Flick and N. Gould, "Osteochondritis dissecans of the talus (transchondral fractures of the talus): review of the literature and new surgical approach for medial dome lesions.," *Foot Ankle*, vol. 5, no. 4, pp. 165–85, Jan. 1985.
- [37] A. L. Berndt and M. Harty, "Transchondral fractures (osteochondritis dissecans) of the talus.," *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 41–A, pp. 988–1020, Sep. 1959.
- [38] P. J. McGahan and S. J. Pinney, "Current concept review: osteochondral lesions of the talus.," *Foot ankle Int.*, vol. 31, no. 1, pp. 90–101, Jan. 2010.
- [39] I. Elias, A. C. Zoga, W. B. Morrison, M. P. Besser, M. E. Schweitzer, and S. M. Raikin, "Osteochondral lesions of the talus: localization and morphologic data from 424 patients using a novel anatomical grid scheme.," *Foot ankle Int.*, vol. 28, no. 2, pp. 154–61, Feb. 2007.
- [40] A. J. Nelson, C. L. Collins, E. E. Yard, S. K. Fields, and R. D. Comstock, "Ankle injuries among United States high school sports athletes, 2005-2006.," *J. Athl. Train.*, vol. 42, no. 3, pp. 381–7, 2007.
- [41] K. Chew, E. Tay, and Y. S. Wong, "Osteochondral lesions of the talus.," *Ann. Acad. Med. Singapore*, vol. 37, no. 1, pp. 63–8, Jan. 2008.
- [42] R. D. Santrock, M. M. Buchanan, T. H. Lee, and G. C. Berlet, "Osteochondral lesions of the talus.," *Foot Ankle Clin.*, vol. 8, no. 1, p. 73–90, viii, Mar. 2003.
- [43] A. Saxena and C. Eakin, "Articular talar injuries in athletes: results of microfracture and autogenous bone graft.," *Am. J. Sports Med.*, vol. 35, no. 10, pp. 1680–7, Oct. 2007.
- [44] R. Loomer, C. Fisher, R. Lloyd-Smith, J. Sisler, and T. Cooney, "Osteochondral lesions of the talus.," *Am. J. Sports Med.*, vol. 21, no. 1, pp. 13–19, Jan. 1993.
- [45] R. D. Ferkel, B. D. Flannigan, and B. S. Elkins, "Magnetic Resonance Imaging of the Foot and Ankle: Correlation of Normal Anatomy with Pathologic Conditions," *Foot Ankle Int.*, vol. 11, no. 5, pp. 289–305, Apr. 1991.
- [46] J. D. Dipaola, D. W. Nelson, and M. R. Colville, "Characterizing osteochondral lesions by magnetic resonance imaging," *Arthrosc. J. Arthrosc. Relat. Surg.*, vol. 7, no. 1, pp. 101–104, Mar. 1991.
- [47] S. Lüssea *et al.*, "Evaluation of water content by spatially resolved transverse relaxation times of human articular cartilage," *Magn. Reson. Imaging*, vol. 18, no. 4, pp. 423–430, May 2000.
- [48] A. A. DeSmet *et al.*, "Chronic ankle pain. American College of Radiology. ACR Appropriateness Criteria.," *Radiology*, vol. 215 Suppl, pp. 321–32, Jun. 2000.
- [49] I. Elias, J. W. Jung, S. M. Raikin, M. W. Schweitzer, J. A. Carrino, and W. B. Morrison, "Osteochondral lesions of the talus: change in MRI findings over time in talar lesions without operative intervention and implications for staging systems.," *Foot ankle Int.*, vol. 27, no. 3, pp. 157–66, Mar. 2006.
- [50] D. N. Mintz, G. S. Tashjian, D. A. Connell, J. T. Deland, M. O'Malley, and H. G. Potter, "Osteochondral lesions of the talus: a new magnetic resonance grading system with arthroscopic correlation.," *Arthroscopy*, vol. 19, no. 4, pp. 353–9, Apr. 2003.
- [51] M. Pritsch, H. Horoshovski, and I. Farine, "Arthroscopic treatment of osteochondral lesions of the talus.," *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 68, no. 6, pp. 862–5, Jul. 1986.

- [52] J. D. Dipaola, D. W. Nelson, and M. R. Colville, “Characterizing osteochondral lesions by magnetic resonance imaging,” *Arthroscopy*, vol. 7, no. 1, pp. 101–4, Jan. 1991.
- [53] S. Hepple, I. G. Winson, and D. Glew, “Osteochondral Lesions of the Talus: A Revised Classification,” *Foot Ankle Int.*, vol. 20, no. 12, pp. 789–793, Dec. 1999.
- [54] R. D. Ferkel *et al.*, “Arthroscopic Treatment of Chronic Osteochondral Lesions of the Talus: Long-term Results,” *Am. J. Sports Med.*, vol. 36, no. 9, pp. 1750–1762, Jun. 2008.
- [55] “Classificação de Berndt e Harty.” [Online]. Available: <http://emedicine.medscape.com/article/1237723-overview>. [Accessed: 21-Jan-2016].
- [56] M. E. Easley and P. E. Scranton, “Osteochondral autologous transfer system,” *Foot Ankle Clin.*, vol. 8, no. 2, pp. 275–290, Jun. 2003.
- [57] C. J. A. van Bergen, P. A. J. de Leeuw, and C. N. van Dijk, “Treatment of osteochondral defects of the talus,” *Rev. Chir. orthopédique réparatrice l’appareil Mot.*, vol. 94, no. 8 Suppl, pp. 398–408, Dec. 2008.
- [58] J. L. Tol, P. A. Struijs, P. M. Bossuyt, R. A. Verhagen, and C. N. van Dijk, “Treatment strategies in osteochondral defects of the talar dome: a systematic review,” *Foot ankle Int.*, vol. 21, no. 2, pp. 119–26, Feb. 2000.
- [59] M. Zengerink, I. Szerb, L. Hangody, R. M. Dopirak, R. D. Ferkel, and C. N. van Dijk, “Current concepts: treatment of osteochondral ankle defects,” *Foot Ankle Clin.*, vol. 11, no. 2, p. 331–59, vi, Jun. 2006.
- [60] H. B. Kitaoka, X. M. Crevoisier, K. Harbst, D. Hansen, B. Kotajarvi, and K. Kaufman, “The effect of custom-made braces for the ankle and hindfoot on ankle and foot kinematics and ground reaction forces,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 87, no. 1, pp. 130–5, Jan. 2006.
- [61] O. Mei-Dan *et al.*, “Treatment of osteoarthritis of the ankle by intra-articular injections of hyaluronic acid: a prospective study,” *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.*, vol. 100, no. 2, pp. 93–100, 2010.
- [62] C. L. Baker and J. M. Graham, “Current concepts in ankle arthroscopy,” *Orthopedics*, vol. 16, no. 9, pp. 1027–35, Sep. 1993.
- [63] A. F. Anderson and M. J. Pagnani, “Osteochondritis Dissecans of the Femoral Condyles: Long-term Results of Excision of the Fragment,” *Am. J. Sports Med.*, vol. 25, no. 6, pp. 830–834, Dec. 1997.
- [64] S. W. O’Driscoll, “The healing and regeneration of articular cartilage,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 80, no. 12, pp. 1795–812, Dec. 1998.
- [65] C. D. Murawski and J. G. Kennedy, “Operative Treatment of Osteochondral Lesions of the Talus,” *J. Bone Jt. Surgery-American Vol.*, vol. 95, no. 11, pp. 1045–1054, Jun. 2013.
- [66] W. S. Taranow, G. A. Bisignani, J. D. Towers, and S. F. Conti, “Retrograde Drilling of Osteochondral Lesions of the Medial Talar Dome,” *Foot Ankle Int.*, vol. 20, no. 8, pp. 474–480, Aug. 1999.
- [67] M. Kono, M. Takao, K. Naito, Y. Uchio, and M. Ochi, “Retrograde drilling for osteochondral lesions of the talar dome,” *Am. J. Sports Med.*, vol. 34, no. 9, pp. 1450–6, Sep. 2006.

- [68] B. Chuckpaiwong, E. M. Berkson, and G. H. Theodore, “Microfracture for osteochondral lesions of the ankle: outcome analysis and outcome predictors of 105 cases.,” *Arthroscopy*, vol. 24, no. 1, pp. 106–12, Jan. 2008.
- [69] A. W. A. Baltzer and J. P. Arnold, “Bone-cartilage transplantation from the ipsilateral knee for chondral lesions of the talus.,” *Arthroscopy*, vol. 21, no. 2, pp. 159–66, Feb. 2005.
- [70] D. N. Garras, J. A. Santangelo, D. W. Wang, and M. E. Easley, “A quantitative comparison of surgical approaches for posterolateral osteochondral lesions of the talus.,” *Foot ankle Int.*, vol. 29, no. 4, pp. 415–20, Apr. 2008.
- [71] D. Muir, C. L. Saltzman, Y. Tochigi, and N. Amendola, “Talar dome access for osteochondral lesions,” *Am. J. Sports Med.*, vol. 34, no. 9, pp. 1457–63, 2006.
- [72] L. Hangody, “The mosaicplasty technique for osteochondral lesions of the talus,” *Foot Ankle Clin.*, vol. 8, no. 2, pp. 259–273, Jun. 2003.
- [73] “Osteochondral Autograft Transfer.” [Online]. Available: http://www.sirirajmedj.com/content.php?content_id=2420. [Accessed: 18-Jan-2016].
- [74] J. W. Alford and B. J. Cole, “Cartilage restoration, part 2: techniques, outcomes, and future directions.,” *Am. J. Sports Med.*, vol. 33, no. 3, pp. 443–60, Mar. 2005.
- [75] A. E. Gross, Z. Agnidis, and C. R. Hutchison, “Osteochondral defects of the talus treated with fresh osteochondral allograft transplantation.,” *Foot ankle Int.*, vol. 22, no. 5, pp. 385–91, May 2001.
- [76] S. M. Raikin, “Stage VI: massive osteochondral defects of the talus.,” *Foot Ankle Clin.*, vol. 9, no. 4, p. 737–44, vi, Dec. 2004.
- [77] J. P. Tasto, R. Ostrander, W. Bugbee, and M. Brage, “The diagnosis and management of osteochondral lesions of the talus: osteochondral allograft update.,” *Arthroscopy*, vol. 19 Suppl 1, no. 10, pp. 138–41, Dec. 2003.
- [78] M. H. Baums, G. Heidrich, W. Schultz, H. Steckel, E. Kahl, and H.-M. Klinger, “Autologous chondrocyte transplantation for treating cartilage defects of the talus.,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 88, no. 2, pp. 303–8, Feb. 2006.
- [79] S. Giannini, R. Buda, B. Grigolo, and F. Vannini, “Autologous chondrocyte transplantation in osteochondral lesions of the ankle joint.,” *Foot ankle Int.*, vol. 22, no. 6, pp. 513–7, Jun. 2001.
- [80] L. Peterson, M. Brittberg, I. Kiviranta, E. L. Akerlund, and A. Lindahl, “Autologous chondrocyte transplantation. Biomechanics and long-term durability.,” *Am. J. Sports Med.*, vol. 30, no. 1, pp. 2–12, Jan. 2002.
- [81] D. Ibrahim *et al.*, “Dimensional error of selective laser sintering, three-dimensional printing and PolyJet™ models in the reproduction of mandibular anatomy,” *J. Cranio-Maxillofacial Surg.*, vol. 37, no. 3, pp. 167–173, Apr. 2009.
- [82] K. A. Athanasiou, G. G. Niederauer, and R. C. Schenck, “Biomechanical topography of human ankle cartilage.,” *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 23, no. 5, pp. 697–704, Jan. 1995.
- [83] S. Farah, D. G. Anderson, and R. Langer, “Physical and mechanical properties of PLA, and their functions in widespread applications — A comprehensive review,” *Adv. Drug Deliv.*

Rev., vol. 107, pp. 367–392, Dec. 2016.

- [84] “Rubber-like Materials Spec Sheets and MSDS | Stratasys.” [Online]. Available: <http://www.stratasys.com/materials/material-safety-data-sheets/polyjet/rubber-like-materials>. [Accessed: 31-May-2017].
- [85] D. Rodrigues, “Biomechanics of the Total Ankle Arthroplasty: Stress Analysis and Bone Remodeling,” Instituto Superior Técnico, 2013.
- [86] A. Gefen, M. Megido-Ravid, Y. Itzhak, and M. Arcan, “Biomechanical analysis of the three-dimensional foot structure during gait: a basic tool for clinical applications,” *J. Biomech. Eng.*, vol. 122, no. 6, pp. 630–9, Dec. 2000.
- [87] S. Cowin, *The mechanical properties of cortical bone tissue*. Boca Raton, FL: CRC Press, 1989.
- [88] C. H. Turner, J. Rho, Y. Takano, T. Y. Tsui, and G. M. Pharr, “The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: results from two microscopic measurement techniques,” *J. Biomech.*, vol. 32, no. 4, pp. 437–441, Apr. 1999.
- [89] B. C. Marchi and E. M. Arruda, “A study on the role of articular cartilage soft tissue constitutive form in models of whole knee biomechanics,” *Biomech. Model. Mechanobiol.*, vol. 16, no. 1, pp. 117–138, Feb. 2017.
- [90] M. F. Griffin, Y. Premakumar, A. M. Seifalian, M. Szarko, and P. E. M. Butler, “Biomechanical Characterisation of the Human Auricular Cartilages; Implications for Tissue Engineering,” *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 44, no. 12, pp. 3460–3467, Dec. 2016.
- [91] A. D. Speirs, P. E. Beaulé, A. Huang, and H. Frei, “Properties of the cartilage layer from the cam-type hip impingement deformity,” *J. Biomech.*, vol. 55, pp. 78–84, Apr. 2017.
- [92] A. C. Moore and D. L. Burris, “Tribological and material properties for cartilage of and throughout the bovine stifle: support for the altered joint kinematics hypothesis of osteoarthritis,” *Osteoarthr. Cartil.*, vol. 23, no. 1, pp. 161–9, Jan. 2015.
- [93] R. Shirazi and A. Shirazi-Adl, “Computational biomechanics of articular cartilage of human knee joint: Effect of osteochondral defects,” *J. Biomech.*, vol. 42, no. 15, pp. 2458–2465, Nov. 2009.
- [94] Y. An and R. Draughn, *Mechanical testing of bone and the bone-implant interface*, 2nd ed. New York: CRC Press, 1999.
- [95] D. T. Reilly and A. H. Burstein, “The elastic and ultimate properties of compact bone tissue,” *J. Biomech.*, vol. 8, no. 6, pp. 393–405, 1975.
- [96] J. Nilsson and A. Thilorstensson, “Ground reaction forces at different speeds of human walking and running,” *Acta Physiol. Scand.*, vol. 136, no. 2, pp. 217–227, Jun. 1989.
- [97] K. D. Dames and J. D. Smith, “Effects of load carriage and footwear on lower extremity kinetics and kinematics during overground walking,” *Gait Posture*, vol. 50, pp. 207–211, Sep. 2016.
- [98] D. E. Coelho, “Estudo numérico e experimental da articulação do tornozelo,” Universidade de Aveiro, 2014.

- [99] A. Unsworth, D. Dowson, and V. Wright, “The frictional behavior of human synovial joints—Part I: Natural Joints,” *J. Lubr. Technol.*, vol. 97, no. 3, p. 369, 1975.
- [100] F. L. C. Alberto, “Biomecânica da articulação tibiotársica - nativa vs artroplástica,” Universidade de Aveiro, 2016.
- [101] S. Roberts, B. Weightman, J. Urban, and D. Chappell, “Mechanical and biochemical properties of human articular cartilage in osteoarthritic femoral heads and in autopsy specimens,” *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 68, no. 2, p. 278, 1986.
- [102] A. J. Kerin, M. R. Wisnom, and M. A. Adams, “The compressive strength of articular cartilage,” *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.*, vol. 212, no. 4, pp. 273–280, Apr. 1998.